

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Megaproyecto Profectus

*Control no convencional e implementación de una silla de
ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a
través de Electromiografía y apoyada mediante visión por
computadora*

Trabajo de graduación presentado por los estudiantes Martín Luis Haroldo Guzmán Colmenares para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería en Ciencias de la Computación, Juan Pablo Pinto Santana para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica y Giovanni Marcello Giuseppe Gandolfo García, Pablo Francisco King Méndez y Pablo Roberto Oliva Fonseca para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica.

Guatemala

2012

Megaproyecto Profectus

*Control no convencional e implementación de una silla de
ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a
través de Electromiografía y apoyada mediante visión por
computadora*

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Megaproyecto Profectus

*Control no convencional e implementación de una silla de
ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a
través de Electromiografía y apoyada mediante visión por
computadora*

Trabajo de graduación presentado por los estudiantes Martín Luis Haroldo Guzmán Colmenares para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería en Ciencias de la Computación, Juan Pablo Pinto Santana para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica y Giovanni Marcello Giuseppe Gandolfo García, Pablo Francisco King Méndez y Pablo Roberto Oliva Fonseca para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica.

Guatemala

2012

Vo. Bo.:

(f)  _____

MSc. Carlos Esquit


Tribunal:

(f)  _____

Ing. Roberto Delgado

(f)  _____

MSc. Carlos Esquit

(f)  _____

Ing. Luis Furlán

Fecha de aprobación: Guatemala, 26 de noviembre de 2012

PREFACIO

Después de cinco años de estudio y dedicación a nuestras respectivas carreras llegó el momento de buscar un tema para desarrollar nuestro trabajo de graduación. Todos los integrantes del grupo buscábamos un tema que representara un reto a nuestros conocimientos, pero al mismo tiempo fuera una contribución a nuestro país. De ahí nace la necesidad de buscar un tema de Megaproyecto que cumpliera las expectativas de todos los integrantes.

En los últimos años la Universidad del Valle de Guatemala ha trabajado en varios proyectos con orientación biomédica y control no convencional. En 2010 existió el proyecto de diseñar e implementar una prótesis transumeral y también empezó el desarrollo de métodos de control no convencionales con el proyecto ANIMA. El siguiente año se completó el proyecto INNOVA, el cual consistió de diseñar e implementar el prototipo de una silla de ruedas capaz de subir gradas controlado mediante electroencefalografía.

Junio del año 2011 era la última fecha para determinar el Megaproyecto. Nos reunimos un grupo de estudiantes de diferentes carreras, interesados en hacer algo de beneficio para la sociedad. Se propuso al departamento de Electrónica la elaboración, ya no del prototipo, sino de una silla de ruedas a escala real diseñada para subir gradas, pensando en que podría ser utilizado por personas con diferentes discapacidades físicas.

Es a partir de esto que nació el Megaproyecto *Profectus*, control no convencional e implementación de una silla de ruedas eléctrica capaz de subir gradas, controlada a través de electromiografía, y apoyada mediante visión por computadora. El nombre *Profectus* es una palabra en latín que significa mejora, progreso o crecimiento. Junto al equipo de trabajo consideramos el nombre adecuado ya que se ajusta a lo que queríamos hacer: un avance en la sociedad guatemalteca.

Profectus busca servir de ayuda y brindarle autonomía a personas con discapacidades físicas (personas parapléjicas o cuadripléjicas). La idea principal se centra en la captura e interpretación de señales bioeléctricas enviadas del cerebro hacia los

músculos¹ como forma para reconocer y activar comandos. Estos comandos servirán para mover una silla de ruedas, diseñada para subir gradas.

Es importante mencionar que el presente trabajo consiste en un esfuerzo en el cual, directa o indirectamente, han participado varias personas. Éste representa la finalización de cinco años de estudios, apoyado por familia, amigos y catedráticos, sin los que este proyecto no hubiera sido posible. De igual forma, se agradece enormemente la ayuda económica por parte de la Universidad del Valle Guatemala, ya que sin este apoyo el proyecto se hubiera quedado en fase de diseño.

¹ A estas señales eléctricas capturadas en los músculos se les conoce como señales electromiográficas.

ÍNDICE

Página

PREFACIO	i
ÍNDICE	iii
LISTA DE GRÁFICOS	vii
LISTA DE TABLAS	xxiii
RESUMEN	xxviii

Capítulos

I. Introducción.....	1
II. Objetivos del Megaproyecto.....	3
A. Objetivo general del Megaproyecto.....	3
B. Objetivos específicos del Megaproyecto	3
III. Antecedentes	5
A. Señales bioeléctricas	5
B. Control.....	9
C. Sensores	11
IV. Metodología de los experimentos	17
V. Módulo de señal electromiográfica	19
A. Introducción.....	19
B. Objetivos	20
C. Marco teórico.....	20
D. Delimitación e impacto del módulo	57
E. Metodología del módulo	58
F. Etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización	61

G.	Etapa de filtrado digital.....	77
H.	Circuito impreso	94
I.	Conclusiones del módulo	101
J.	Recomendaciones del módulo.....	102
VI.	Módulo de detección y procesamiento de señales.....	104
A.	Introducción.....	104
B.	Objetivos	105
C.	Marco teórico.....	105
D.	Delimitación e impacto del módulo	127
E.	Metodología del módulo	129
F.	Método de obtención de datos.....	132
G.	Método de detección de datos.....	143
H.	Método de reconocimiento de comandos.....	157
I.	Integración de método de reconocimiento y sistema final.....	185
J.	Conclusiones del módulo	199
K.	Recomendaciones del módulo.....	201
VII.	Módulo de navegación mediante visión por computadora	204
A.	Introducción.....	204
B.	Objetivos	205
C.	Marco teórico.....	206
D.	Delimitación e impacto del módulo	213
E.	Metodología del módulo	214
F.	Implementación de filtros digitales para la detección de orillas en imágenes....	215
G.	Calibración de la cámara y desarrollo de un algoritmo para el cálculo de distancias	219
H.	Implementación de un algoritmo para generar instrucciones a partir de un mapa	230

I.	Obtención e interpretación de la FFT de una imagen.....	232
J.	Implementación de un sensor de iluminación.....	235
K.	Resultados.....	239
L.	Conclusiones del módulo	242
M.	Recomendaciones del módulo.....	242
VIII.	Módulo de control maestro.....	243
A.	Introducción.....	243
B.	Objetivos	244
C.	Marco teórico.....	244
D.	Delimitación e impacto del módulo	252
E.	Metodología del módulo	253
F.	Protocolo de comunicación con Módulo de detección y procesamiento de señales	255
G.	Protocolo de comunicación con Módulo de sensores y motores.....	261
H.	Circuito impreso	268
I.	Conclusiones del módulo	273
J.	Recomendaciones del módulo.....	273
IX.	Módulo de sensores y motores.....	275
A.	Introducción.....	275
B.	Objetivos	276
C.	Marco teórico.....	277
D.	Delimitación e impacto del módulo	286
E.	Metodología del módulo	287
F.	Aplicación del láser Hokuyo	288
G.	Aplicación de la brújula	293
H.	Aplicación del acelerómetro Parallax.....	296
I.	Aplicación del sensor ultrasónico (PING)).....	300

J.	Motores BLDC N3685 Sistema Tri-Star	306
K.	Motores Parallax para movimiento lineal	313
L.	Motores Parallax para movimiento del asiento	324
M.	Conclusiones del módulo	329
N.	Recomendaciones del módulo.....	330
X.	Módulo de mecánica.....	331
A.	Introducción.....	331
B.	Objetivos	332
C.	Marco teórico.....	333
D.	Delimitación e impacto del módulo	341
E.	Metodología del módulo	342
F.	Sistema Tri-Star.....	343
G.	Sistema de estabilidad	360
H.	Chasis y estructura del asiento	376
I.	Construcción de la silla	381
J.	Conclusiones del módulo	386
K.	Recomendaciones del módulo.....	387
XI.	Conclusiones y recomendaciones.....	389
XII.	Bibliografía	392
XIII.	Apéndice	403
A.	Diseños de las redes neuronales para cada conjunto de coeficientes	403
B.	Ejemplo simplificado del cálculo realizado para llevar a cabo el reconocimiento de comandos	407
C.	Resumen de resultados de reconocimiento de los pacientes.....	410
D.	Instalación de paquetes y software requerido.....	421
E.	Esfuerzos y geometría.....	422
XIV.	Glosario	425

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Figura No.1. Diagrama de bloques de los módulos del Megaproyecto <i>Profectus</i>	2
Figura No.2. Métodos de estudio para la producción del habla	6
Figura No.3. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal entre la Universidad de Karlsruhe y la Universidad Carnegie-Mellon.....	8
Figura No.4. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal entre la Universidad de Hawaii y la NASA.....	8
Figura No.5. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal en la Universidad de Zaragoza	8
Figura No.6. Silla de ruedas del proyecto #1	9
Figura No.7. Esquema del hardware conectado al control de la silla de ruedas del proyecto #1.....	10
Figura No.8. Silla de ruedas multimodal del proyecto #2	11
Figura No.9. Sensor ultrasónico PING))) de Parallax.....	12
Figura No.10. Position Controller Kit (encoders).....	13
Figura No.11. Acelerómetro de 3 ejes MMA7455L.	14
Figura No.12. Motor Mount and Wheel Kit de Parallax.....	14
Figura No.13. Sabertooth dual 12A motor driver.	15
Figura No.14. Programa del sensor láser en la configuración de parámetros.	16
Figura No.15. Programa del sensor láser, radar.	16
Figura No.16. Fuentes de señales bioeléctricas	21
Figura No.17. Dibujo de moto-neuronas actuando sobre fibras musculares	21
Figura No.18. Electrodos de superficie capturando señales electromiográficas.....	22
Figura No.19. PSD (Power Spectral Density) de una señal electromiográfica	23
Figura No.20. Electrodos secos.....	25

Figura No.21. Electrodo Ag/Ag-Cl desechable con gel electrolítico.....	26
Figura No.22. Spectra 360 gel electrolítico	26
Figura No.23. Capa de cargas eléctricas en la interfaz electrodo-electrolito	27
Figura No.24. Movimiento de iones en la interfaz electrodo-electrolito	27
Figura No.25. Reacción de oxidación en la interfaz electrodo-electrolito	28
Figura No.26. Reacción de reducción en la interfaz electrodo-electrolito	28
Figura No.27. Modelo eléctrico de la interfaz electrodo-electrolito-piel.....	29
Figura No.28. Electrodo de aguja para una configuración monopolar	31
Figura No.29. Configuración bipolar en electromiografía de superficie	31
Figura No.30. Modelo eléctrico de un electrodo de superficie en contacto con un electrolito	32
Figura No.31. Modelo eléctrico de la unión de la interfaz electrodo-electrolito con las diferentes capas de la piel	33
Figura No.32. Fuentes de interferencia durante la captación de señales EMG con electrodos de superficie.....	34
Figura No.33. Electrodo superficial de Ag/Ag-Cl (Plata-Cloruro de Plata).....	37
Figura No.34. Amplificador de instrumentación con dos AO	38
Figura No.35. Amplificador de instrumentación con tres AO.....	39
Figura No.36. Diagrama esquemático de un amplificador de instrumentación IC.....	41
Figura No.37. Respuesta en frecuencia de los diferentes filtros: (A) pasa bajas, (B) pasa altas, (C) pasa banda y (D) rechaza banda	43
Figura No.38. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Bessel.....	43
Figura No.39. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Butterworth.....	44
Figura No.40. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Chebyshev	44
Figura No.41. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Cauer (Elíptico) pasa baja	44
Figura No.42. Métodos de diseño de los diferentes filtros: (A) Bessel, (B) Butterworth, (C) Chebyshev y (D) Cauer (Elíptico).....	45

Figura No.43. Topología general Sallen-Key con ganancia unitaria	46
Figura No.44. Topología general Sallen-Key con ganancia variable.....	46
Figura No.45. Ecuación general para una ecuación de diferencias	47
Figura No.46. Ecuación general para una ecuación de diferencias como una salida recurrente	47
Figura No.47. Salida de un filtro FIR como la convolución de la señal entrada x_n y la respuesta al impulso del filtro h_n	49
Figura No.48. Salida de un filtro FIR como una ecuación de diferencias con coeficientes b_k multiplicando a la señal de entrada x_n	50
Figura No.49. Estructura para la implementación de un filtro FIR	50
Figura No.50. Salida de un filtro IIR como la convolución de la señal entrada $x[n]$ y la respuesta al impulso del filtro $h[n]$ menos la convolución de la señal de salida anterior $y[n]$ y la respuesta al impulso del filtro $h[n]$	51
Figura No.51. Salida de un filtro IIR como una ecuación de diferencias con coeficientes b_k multiplicando a la señal de entrada x_n menos los coeficientes a_k multiplicando a la señal de salida anterior y_n	51
Figura No.52. Estructura para la implementación de un filtro IIR.....	52
Figura No.53. Diagrama de bloques del Módulo de señal electromiográfica	59
Figura No.54. Diagrama de los pines del amplificador de instrumentación AD620.....	62
Figura No.55. Diagrama de los pines del amplificador operacional dual AD706	62
Figura No.56. Diagrama de los pines del amplificador operacional dual LF353.....	63
Figura No.57. Diagrama de los pines del amplificador operacional LF351	63
Figura No.58. Diagrama de la etapa de preamplificación con ganancia variable para una configuración bipolar de electrodos de superficie	64
Figura No.59. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el filtro pasa alta de orden cuatro con frecuencia de corte 20 Hz	64
Figura No.60. Respuesta en frecuencia para el filtro pasa alta de orden cuatro con frecuencia de corte 20 Hz.....	65
Figura No.61. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el filtro anti-alias	

de orden ocho con frecuencia de corte 1000 Hz.....	65
Figura No.62. Respuesta en frecuencia para el filtro anti-alias de orden ocho con frecuencia de corte 1000 Hz.....	66
Figura No.63. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el circuito amplificador y normalizador de señales.....	66
Figura No.64. Señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV)	67
Figura No.65. Señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV)	67
Figura No.66. Señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV).....	68
Figura No.67. Electrodo de superficie Ag/AgCl marca Grass Technologies (Bipolar)	68
Figura No.68. Electrodo de superficie Ag/AgCl marca Grass Technologies (Ref.).....	69
Figura No.69. Gel conductor de ultrasonido de la marca Aquasonic utilizado con los electrodos de superficie.....	69
Figura No.70. Conexión de los electrodos de superficie en configuración bipolar sobre músculos del triángulo anterior del cuello	70
Figura No.71. Conexión del electrodo de referencia al lóbulo de la oreja izquierda	70
Figura No.72. Eco: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V).....	71
Figura No.73. Noviembre: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la	

salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V).....	71
Figura No.74. Sigma: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V).....	72
Figura No.75. Teléfono: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V).....	72
Figura No.76. Uniforme: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V).....	73
Figura No.77. Diagrama de los pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4013	79
Figura No.78. Diagrama de los pines del optoacoplador 6N136.....	79
Figura No.79. Diagrama de los pines del circuito integrado MAX232.....	80
Figura No.80. Diagrama para el muestreo, digitalización y filtrado digital de la señal electromiográfica utilizando el dsPIC30F4013	80
Figura No.81. Diagrama del circuito para la comunicación serial (protocolo RS-232) utilizando el circuito integrado MAX232.....	81
Figura No.82. Filter Design and Analysis Tool de Matlab	81
Figura No.83. Respuesta en frecuencia (magnitud) del filtro digital IIR notch a 60 Hz	82
Figura No.84. Respuesta en frecuencia (fase) del filtro IIR notch a 60 Hz	83
Figura No.85. Coeficientes del filtro digital IIR notch a 60 Hz	83
Figura No.86. Señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V).....	85
Figura No.87. Señal sinusoidal con frecuencia de 60 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 60 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V).....	85
Figura No.88. Señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del circuito	

limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V).....	86
Figura No.89. Señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V).....	86
Figura No.90. Señal electromiográfica digitalizada del comando Eco (color verde) y señal de detección (color rojo).....	87
Figura No.91. Señal electromiográfica digitalizada del comando Noviembre (color verde) y señal de detección (color rojo)	87
Figura No.92. Señal electromiográfica digitalizada del comando Sigma (color verde) y señal de detección (color rojo)	88
Figura No.93. Señal electromiográfica digitalizada del comando Teléfono (color verde) y señal de detección (color rojo)	88
Figura No.94. Señal electromiográfica digitalizada del comando Uniforme (color verde) y señal de detección (color rojo)	89
Figura No.95. Señal electromiográfica digitalizada de todos los comandos (Uniforme, Eco, Teléfono, Sigma y Noviembre) (color verde) y señal de detección (color rojo)	89
Figura No.96. Archivo PCB del Módulo de señal electromiográfica.....	95
Figura No.97. Archivos <i>Gerbery NC Drills</i> del Módulo de señal electromiográfica	95
Figura No.98. Circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica	96
Figura No.99. Señal electromiográfica del comando Eco en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013	97
Figura No.100. Señal electromiográfica del comando Noviembre en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013	97
Figura No.101. Señal electromiográfica del comando Sigma en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013	98
Figura No.102. Señal electromiográfica del comando Teléfono en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013	98
Figura No.103. Señal electromiográfica del comando Uniforme en la entrada	

analógica RB4 del dsPIC30F4013	99
Figura No.104. Wavelet Haar	106
Figura No.105. Wavelet Symlets de orden 2.....	106
Figura No.106. Wavelet Coiflets de orden 1	107
Figura No.107. Wavelet Daubechies de orden 5	107
Figura No.108. Ejemplo de envolvente de una señal (línea punteada) y señal de datos filtrada (línea continua)	108
Figura No.109. Esquema básico empleado para trabajar con una red neural artificial	115
Figura No.110. Simplificación de neurona biológica	115
Figura No.111. Representación de una neurona artificial	117
Figura No.112. Ejemplo de red neuronal de propagación hacia delante	122
Figura No.113. Ejemplo de red neuronal recurrente.....	123
Figura No.114. Ejemplo de partición de un evento en varios eventos mutuamente excluyentes y exhaustivos con un evento arbitrario.....	124
Figura No.115. Diagrama de bloques del Módulo de detección y procesamiento de señales	130
Figura No.116. Máquina de estados finitos para la implementación del protocolo de transmisión de datos	139
Figura No.117. Muestra de silencio para entrenamiento de red neuronal para clasificación de bloques.....	146
Figura No.118. Muestras de sonido para entrenamiento de red neuronal para clasificación de bloques.....	146
Figura No.119. Resultado de clasificación de bloques de muestras de silencio utilizando una red neuronal en una señal de voz.....	147
Figura No.120. Resultado de clasificación de bloques de muestras de sonido utilizando una red neuronal en una señal de voz.....	148
Figura No.121. Resultado de clasificación de bloques de muestras mezcladas de silencio y sonido utilizando una red neuronal en una señal de voz.....	148

Figura No.122. Muestras de silencio de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas	150
Figura No.123. Muestras de sonido de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas	150
Figura No.124. Muestras de mezcla entre sonido y silencio de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas.....	150
Figura No.125. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (1/3)	151
Figura No.126. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (2/3)	151
Figura No.127. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (3/3)	152
Figura No.128. Problemas en segmentación de bloques para señal de voz (1/2).....	153
Figura No.129. Problemas en segmentación de bloques para señal de voz (2/2).....	153
Figura No.130. Segmentación de bloques en articulaciones en una señal de voz (1/2)	155
Figura No.131. Segmentación de bloques en articulaciones en una señal de voz (2/2)	155
Figura No.132. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal de voz.....	160
Figura No.133. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal electromiográfica (1/2).....	161
Figura No.134. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal electromiográfica (2/2).....	161
Figura No.135. Muestras de señal electromiográfica para el comando Uniforme.....	169
Figura No.136. Muestras de señal electromiográfica para el comando Eco	170
Figura No.137. Muestras de señal electromiográfica para el comando Teléfono	170
Figura No.138. Muestras de señal electromiográfica para el comando Noviembre	170
Figura No.139. Muestras de señal electromiográfica para el comando Sigma.....	171

Figura No.140. Muestras de señal electromiográfica para comandos Uniforme, Eco, Teléfono, Noviembre ySigma	171
Figura No.141. Diagrama de casos de uso del sistema	188
Figura No.142. Portada principal interfaz gráfica	192
Figura No.143. Comandos predefinidos en interfaz gráfica	192
Figura No.144. Avanzar adelante en interfaz gráfica	193
Figura No.145. Girar a la derecha en interfaz gráfica	193
Figura No.146. Comandos de cámara, nivel 1	195
Figura No.147. Comandos de cámara, nivel 2	195
Figura No.148. Comandos de cámara, nivel 3	195
Figura No.149. Comandos de cámara, nivel 4	195
Figura No.150. Diagrama de bloques del Módulo de navegación mediante visión por computadora	215
Figura No.151. Alteración del brillo y el contraste	216
Figura No.152. Aplicación de los filtros Opening y Closing	217
Figura No.153. Aplicación del algoritmo para reconocimiento de orillas	217
Figura No.154. Marcas para la calibración del eje Y	220
Figura No.155. Marcas para la calibración del eje x	221
Figura No.156. Distancias en el eje Y	221
Figura No.157. Relación distancia posición a una altura de 29 en la imagen	222
Figura No.158. Relación distancia posición a una altura de 179 en la imagen	222
Figura No.159. Relación distancia posición a una altura de 329 en la imagen	223
Figura No.160. Relación distancia posición a una altura de 479 en la imagen	223
Figura No.161. Relación distancia posición a una altura de 629 en la imagen	224
Figura No.162. Relación distancia posición a una altura de 779 en la imagen	224
Figura No.163. Relación distancia posición a una altura de 929 en la imagen	225
Figura No.164. Gráficas para calcular pendiente e intercepto	225

Figura No.165. Función para obtener la distancia al eje central	226
Figura No.166. Puntos en el piso de la segunda calibración	227
Figura No.167. Vista de las marcas y la cámara en su posición de calibración	227
Figura No.168. Mapa de prueba	230
Figura No.169. Instrucciones generadas por el algoritmo	231
Figura No.170. Fotografía 1 del piso	232
Figura No.171. Histograma de la FFT de la fotografía 1	233
Figura No.172. Fotografía 2 del piso	233
Figura No.173. Histograma de la FFT de la fotografía 2	234
Figura No.174. Esquemático del circuito	236
Figura No.175. Archivo PCB del circuito.....	237
Figura No.176. Placa del circuito	237
Figura No.177. Pantalla en el momento que se escoge el punto de destino y se toma la fotografía.....	239
Figura No.178. Cambio de brillo y contraste a la fotografía tomada	239
Figura No.179. Difuminación de la imagen	240
Figura No.180. Obtención de las orillas y contornos de los objetos.....	240
Figura No.181. Mapa y ruta más corta generada.....	241
Figura No.182. Instrucciones generadas	241
Figura No.183. Transmisión de un paquete de datos con RS-232.....	246
Figura No.184. Comunicación SPI entre maestro-esclavo y maestro-multiesclavo	247
Figura No.185. Comunicación I ² C	248
Figura No.186. Procesador de señales digitales dsPIC30F6013 de Microchip	249
Figura No.187. Características de la familia de propósito general de los dsPIC30F.....	250
Figura No.188. Características de la familia de sensores de los dsPIC30F.....	250
Figura No.189. Características de la familia de control de motores y conversión de potencia de los dsPIC30F.....	250

Figura No.190. Cálculo de un residuo utilizando el algoritmo del CRC	252
Figura No.191. Diagrama de bloques del Módulo de control maestro.....	254
Figura No.192. Diagrama de los pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4011	257
Figura No.193. Diagrama para la comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales.....	257
Figura No.194. Diagrama de pines del demultiplexor doble 1:4 74LS139.....	262
Figura No.195. Diagrama de pines del multiplexor doble 4:1 74LS153	263
Figura No.196. Diagrama para la comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de sensores y motores.....	263
Figura No.197. Archivo PCB del Módulo de control maestro	269
Figura No.198. Archivos <i>Gerbery NC Drills</i> del Módulo de control maestro.....	270
Figura No.199. Circuito impreso del Módulo de control maestro.....	270
Figura No.200. DistanceMeter Mikroelektronika	277
Figura No.201. Giroscopio L3G4200D de 3 ejes	277
Figura No.202. Brújula CMPS03.....	278
Figura No.203. Dirección norte preestablecida de la brújula	279
Figura No.204. Hokuyo URG-04LX-UG01.....	280
Figura No.205. Características estáticas y dinámicas del sensor	281
Figura No.206. Forma de medición	281
Figura No.207. Parámetros de medición	282
Figura No.208. Motor DC brushless	283
Figura No.209. Foto-transistores del motor	284
Figura No.210. Funcionamiento de la bobina	284
Figura No.211. Diagrama de bloques del Módulo de sensores y motores.....	288
Figura No.212. Radar desplegando datos en azul de una distancia deseada	289
Figura No.213. Radar ícono en la esquina superior izquierda representando la cantidad de objetos localizados en un rango específico	290

Figura No.214. Pentágono intersectado por obstáculos	291
Figura No.215. Pentágono no intersectado por obstáculos.....	291
Figura No.216. Diseño de la PCB del sensor láser Hokuyo	292
Figura No.217. PCB del sensor láser Hokuyo	293
Figura No.218. Registros de escritura de la brújula.....	294
Figura No.219. Reloj y dato de la brújula protocolo I ² C	295
Figura No.220. Lectura de la brújula a través de la LCD	295
Figura No.221. Rangos de sensibilidad del sensor MMA7455	297
Figura No.222. Descripción de los pines del sensor y los ejes	297
Figura No.223. Conexión I ² C del acelerómetro	298
Figura No.224. Canal 1 (amarillo) señal del reloj y canal 2 (azul) señal de datos	298
Figura No.225. Lectura del acelerómetro MMA7455 a través de una LCD	299
Figura No.226. Diseño de la PCB del acelerómetro	299
Figura No.227. PCB del acelerómetro	300
Figura No.228. Sensor de distancia ultrasónico (PING))	301
Figura No.229. Funcionamiento básico del sensor ultrasónico (PING))	302
Figura No.230. Diagrama de pulsos del sensor ultrasónico (PING))	302
Figura No.231. Pulso de entrada de 3 s y pulso de salida de 475.9 s	303
Figura No.232. Medición del sensor ultrasónico a 14 cm de distancia con regla.....	303
Figura No.233. Medición del sensor a 14 cm de distancia en la terminal UART	304
Figura No.234. Trigger de dos sensores ultrasónicos y sus anchos de pulso	304
Figura No.235. Diseño de la PCB de los sensores ultrasónicos, brújula y del pin del sensor de luz	305
Figura No.236. PCB de los sensores ultrasónicos, de la brújula y del pin del sensor de luz	306
Figura No.237. Simulación de posición 1.....	307
Figura No.238. Simulación de posición.....	307

Figura No.239. Motor BLDC N3685	308
Figura No.240. Diagrama de conexiones del controlador del motor BLDC N3685	309
Figura No.241. Pines de la interface J2	310
Figura No.242. Circuito con los DACs SPI para el control de los motores BLDC.....	311
Figura No.243. Lógica para el control del motor BDLC en la inteface J2	311
Figura No.244. Circuito con conexión al driver y al motor BLDC	312
Figura No.245. Diseño de la PCB de los motores BLCD.....	312
Figura No.246. PCB de los motores BLDC.....	313
Figura No.247. Engranajes por Tri-Star	314
Figura No.248. Torque vrs. Rpm motor DC Parallax.....	315
Figura No.249. Potencia vrs. Rpm motor DC Parallax	316
Figura No.250. Stop (0x00)	317
Figura No.251. Forward Slow (0x5A)	317
Figura No.252. Forward Intermediate (0x64)	318
Figura No.253. Full Forward (0xFF).....	318
Figura No.254. Backwards Slow (0x25)	319
Figura No.255. Backwards Intermediate (0x1B).....	319
Figura No.256. Full Backwards (0x01)	320
Figura No.257. Pines del encoder.....	320
Figura No.258. Identificación de cada dispositivo	321
Figura No.259. Lista de comandos de los encoders	321
Figura No.260. Circuito half-duplex con los SN75176AP.....	322
Figura No.261. Diseño de la PCB para los motores del movimiento lineal	323
Figura No.262. PCB para los motores del movimiento lineal de la silla	323
Figura No.263. Centros de masa de una persona sentada	325
Figura No.264. Base del asiento	325
Figura No.265. Diseño de la PCB para el movimiento del asiento	328

Figura No.266. PCB para el movimiento del asiento	329
Figura No.267. Diagrama de bloques de Módulo de mecánica.....	332
Figura No.268. Mecanismo de rotación de las ruedas	344
Figura No.269. Mecanismo de rotación del sistema.....	345
Figura No.270. Piezas principales del sistema Tri-Star.....	345
Figura No.271. Cargas y diagramas de corte y momento del eje del piñón.....	347
Figura No.272. Cargas y diagramas de corte y momento del eje central	350
Figura No.273. Cargas y diagramas de corte y momento del eje de la rueda	352
Figura No.274. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el primer caso	354
Figura No.275. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el segundo caso	354
Figura No.276. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el tercer caso.....	355
Figura No.277. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el segundo caso con torque de rotación	355
Figura No.278. Estructura triangulares del sistema Tri-Star	355
Figura No.279. Arreglo de los ejes y cojinetes del sistema Tri-Star.....	356
Figura No.280. Arreglo de los cojinetes del eje central.....	356
Figura No.281. Ensamble de los engranajes plásticos y el piñón de acero del sistema Tri-Star.....	357
Figura No.282. Ensamblaje del engranaje de acero del sistema Tri-Star	357
Figura No.283. Conexión de la brida al eje de la rueda	357
Figura No.284. Conexión de la tuerca para asegurar el eje central	358
Figura No.285. Piezas principales del sistema de estabilidad	361
Figura No.286. Geometría del asiento con el mecanismo de cuatro barras.....	362
Figura No.287. Mecanismo de traslación	362
Figura No.288. Mecanismo de cuatro barras	363
Figura No.289. Análisis de fuerzas del mecanismo de cuatro barras	363
Figura No.290. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la manivela	

impulsora	363
Figura No.291. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la manivela impulsada	364
Figura No.292. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la barra media.....	364
Figura No.293. Mecanismo de rotación	365
Figura No.294. Cargas y diagramas de corte y momento del eje inferior de la manivela impulsora.....	365
Figura No.295. Cargas y diagramas de corte y momento del eje superior de la manivela impulsada	366
Figura No.296. Cálculo del eje superior de la manivela impulsada	367
Figura No.297. Cargas y diagramas de corte y momento del eje superior de la manivela impulsora.....	367
Figura No.298. Cargas y diagramas de corte y momento del eje inferior de la manivela impulsada	368
Figura No.299. Conexión entre los motores, cajas y ejes impulsores	371
Figura No.300. Acoplamiento de las barras con los ejes.....	372
Figura No.301. Acoplamiento de la base con el mecanismo de cuatro barras.....	372
Figura No.302. Centro de gravedad de la silla con el asiento trasladado en sus puntos máximos.....	373
Figura No.303. Centro de gravedad de la silla al subir gradas sin el sistema de estabilidad	373
Figura No.304. Centro de gravedad de la silla al subir gradas con el sistema de estabilidad	374
Figura No.305. Estructura del chasis.....	377
Figura No.306. Estructura del asiento.....	378
Figura No.307. Motor BLDC con bracket.....	378
Figura No.308. Motor Parallax	379
Figura No.309. Ensamblaje del sistema Tri-Star.....	382

Figura No.310. Ensamblaje del sistema de estabilidad	383
Figura No.311. Ensamblaje de los sistemas a las estructuras de soporte.....	384
Figura No.312. Ecuaciones de esfuerzo de flexión y esfuerzo límite de flexión para engranajes rectos	422
Figura No.313. Ecuaciones esfuerzo de contacto y esfuerzo límite de contacto para engranajes rectos	423
Figura No.314. Ecuaciones de energía de distorsión para fluencia	423
Figura No.315. Ecuaciones de energía de distorsión para ejes giratorios (falla por fatiga)	423
Figura No.316. Ecuaciones de carga-vida-confiabilidad para rodamientos	423
Figura No.317. Ecuación de vida nominal de SKF	424
Figura No.318. Dimensiones iniciales del sistema Tri-Star	424

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla No.1. Ventajas y desventajas de la electromiografía superficial e intramuscular.....	24
Tabla No.2. Valores típicos de potenciales de media celda de diferentes.....	29
Tabla No.3. Resumen de propiedades de diferentes tipos de electrodos en combinación con un gel electrolítico a base de cloruros	30
Tabla No.4. Protocolo de comunicación entre el Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de detección y procesamiento de señales.....	84
Tabla No.5. Encabezados de cada byte para la comunicación serial en la obtención de datos.....	135
Tabla No.6. Protocolo establecido para la transmisión serial de un dato (obtención de datos)	135
Tabla No.7. Polinomios primos de 7 bits utilizando aritmética de módulo 2.....	138
Tabla No.8. Resultados de clasificación de bloques mediante red neuronal para total silencio y total sonido en señal de voz	147
Tabla No.9. Alfabeto fonético ICAO	159
Tabla No.10. Ejemplo de definición de niveles de aceptación	179
Tabla No.11. Resumen de resultados de reconocimiento para cinco comandos	181
Tabla No.12. Resumen de resultados de reconocimiento para cuatro comandos	182
Tabla No.13. Resumen de resultados de reconocimiento para tres comandos.....	183
Tabla No.14. Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos	184
Tabla No.15. Lista de acciones posibles para enviar a Módulo de control maestro...	196
Tabla No.16. Encabezados de cada byte para la comunicación serial en el envío de acciones al Módulo de control maestro.....	197
Tabla No.17. Protocolo establecido para la envío de comandos a Módulo de	

control maestro	197
Tabla No.18. Estructura de confirmación de una acción	198
Tabla No.19. Resultados de tiempos de reconocimiento de comandos en sistema final	198
Tabla No.20. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos con valor de un sensor.....	258
Tabla No.21. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos con valor de status	258
Tabla No.22. Comandos enviados por el Módulo de detección y procesamiento de señales hacia el Módulo de control maestro.....	258
Tabla No.23. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de sensores y motores.....	264
Tabla No.24. Comandos para el Microcontrolador 1 (código de identificación 00) del Módulo de sensores y motores	264
Tabla No.25. Comandos para el Microcontrolador 2 (código de identificación 01) del Módulo de sensores y motores	265
Tabla No.26. Comandos para el Microcontrolador 3 (código de identificación 10) del Módulo de sensores y motores	265
Tabla No.27. Delimitación del tamaño de gradas (valores máximos).	286
Tabla No.28. Materiales para la PCB del sensor láser Hokuyo.....	292
Tabla No.29. Materiales para la PCB del acelerómetro.	300
Tabla No.30. Especificaciones del controlador del motor BLDC N3685.....	308
Tabla No.31. Inercias, torques de los cojinetes y torque total.....	315
Tabla No.32. Rpm y velocidad de la silla de ruedas.	316
Tabla No.33. Caso 0, asiento sin persona.....	326
Tabla No.34. Casos intermediarios y punto crítico	326
Tabla No.35. Torque en los cojinetes.....	327

Tabla No.36.	Toque máximo y torque a 45 grados	327
Tabla No.37.	Dimensiones y características de la silla de ruedas.....	342
Tabla No.38.	Engranajes rectos para la rotación del sistema Tri-Star	346
Tabla No.39.	Datos de los engranajes para la rotación de las ruedas.....	347
Tabla No.40.	Información general de los ejes de la silla de ruedas	348
Tabla No.41.	Cálculo del eje del piñón	348
Tabla No.42.	Datos del cojinete para el eje del piñón.....	349
Tabla No.43.	Cálculo del eje central.....	350
Tabla No.44.	Datos del cojinete cónico para el eje central.....	351
Tabla No.45.	Datos del segundo cojinete para el eje central	351
Tabla No.46.	Datos de los cojinetes conectados a las estructuras triangular para el eje central.....	352
Tabla No.47.	Cálculo del eje de las rueda	353
Tabla No.48.	Datos de los cojinetes para los ejes secundario y de las ruedas.....	353
Tabla No.49.	Factores de seguridad de las barras del mecanismo de cuatro barras	364
Tabla No.50.	Cálculo del eje inferior de la manivela impulsora	366
Tabla No.51.	Cálculo del eje superior de la manivela impulsora.....	368
Tabla No.52.	Cálculo del eje inferior de la manivela impulsada.....	369
Tabla No.53.	Datos de los cojinetes para los ejes del mecanismo de cuatro barras	369
Tabla No.54.	Datos de los cojinetes para la base del asiento	370
Tabla No.55.	Datos de la caja reductora para los mecanismos de traslación y rotación	371
Tabla No.56.	Datos generales de los motores	379
Tabla No.57.	Diseño de redes neuronales que utilizan cA4 y cD4.....	404
Tabla No.58.	Diseño de redes neuronales que utilizan cA3 y cD3.....	404
Tabla No.59.	Diseño de redes neuronales que utilizan cA2 y cD2.....	405

Tabla No.60.	Diseño de redes neuronales que utilizan cA1 y cD1	405
Tabla No.61.	Diseño de redes neuronales que utilizan cA y cD	406
Tabla No.62.	Probabilidades de redes neuronales para reconocimiento de tres comandos y definición de niveles de aceptación para ejemplo	407
Tabla No.63.	Salida de las redes neuronales para la muestra de ejemplo	408
Tabla No.64.	Probabilidades requeridas para calcular la probabilidad de comando 0 para muestra de ejemplo	408
Tabla No.65.	Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer cinco comandos.....	410
Tabla No.66.	Resumen de resultados de reconocimiento de cinco comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto	411
Tabla No.67.	Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer cuatro comandos	412
Tabla No.68.	Resumen de resultados de reconocimiento de cuatro comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto	413
Tabla No.69.	Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer tres comandos.....	413
Tabla No.70.	Resumen de resultados de reconocimiento de tres comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto	414
Tabla No.71.	Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto	415
Tabla No.72.	Resumen de tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada para pruebas con Juan Pablo Pinto.....	415
Tabla No.73.	Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer cinco comandos	416
Tabla No.74.	Resumen de resultados de reconocimiento de cinco comandos en pruebas con Martín Guzmán.....	417
Tabla No.75.	Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer cuatro comandos.....	417

Tabla No.76. Resumen de resultados de reconocimiento de cuatro comandos en pruebas con Martín Guzmán.....	418
Tabla No.77. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer tres comandos	419
Tabla No.78. Resumen de resultados de reconocimiento de tres comandos en pruebas con Martín Guzmán.....	420
Tabla No.79. Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en pruebas con Martín Guzmán.....	420
Tabla No.80. Resumen de tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada para pruebas con Martín Guzmán	421
Tabla No.81. Esfuerzos de flexión permisible para engranajes de plástico (10 ⁷ ciclos, con confiabilidad de 99% a una temperatura de trabajo de 250 °F).....	422

RESUMEN

El Megaproyecto *Profectus* tiene como objetivo principal, diseñar y construir una silla de ruedas para subir gradas de tamaño estándar, controlada mediante el reconocimiento y procesamiento de señales electromiográficas, y apoyada mediante visión por computadora para la generación de rutas y reconocimiento de obstáculos en su entorno. El método de control consiste en un método no convencional, utilizando señales percibidas en los músculos y provenientes del cerebro.

La idea detrás de este proyecto surge de los inconvenientes y problemas que presentan las personas, con discapacidades físicas, para movilizarse por su propia cuenta. También se busca que este proyecto permita que la persona puedan interactuar con su alrededor de una manera más autónoma y, por lo tanto, facilitar su movilización y mejorar su nivel de vida.

Este Megaproyecto es la continuación del Megaproyecto INNOVA, el cual realizó un prototipo a escala de una silla de ruedas eléctrica para subir gradas. Esta segunda fase comprende un análisis más complejo debido a las consideraciones necesarias para que ésta sea utilizada por una persona.

Con el Megaproyecto *Profectusse* logró diseñar y construir una silla de ruedas eléctrica a escala real capaz de subir gradas y apoyada por un mecanismo de estabilidad para brindar mayor seguridad y comodidad a una persona. Adicionalmente se logró implementar un sistema de control basado en la interpretación de comandos obtenidos por medio de señales electromiográficas, realimentada mediante diversos sensores y apoyada por un sistema de navegación encargado de generar rutas.

I. Introducción

Este trabajo de graduación contempla el control, diseño y construcción de una silla de ruedas capaz de subir gradas, la cual puede ser controlada por medio de señales electromiográficas. El Megaproyecto *Profectus* está compuesto por estudiantes de tres diferentes carreras (Mecatrónica, Electrónica y Ciencias de la Computación), las cuales se complementan y proveen diferentes puntos de vistas e ideas que permiten desarrollar mejor la aplicación.

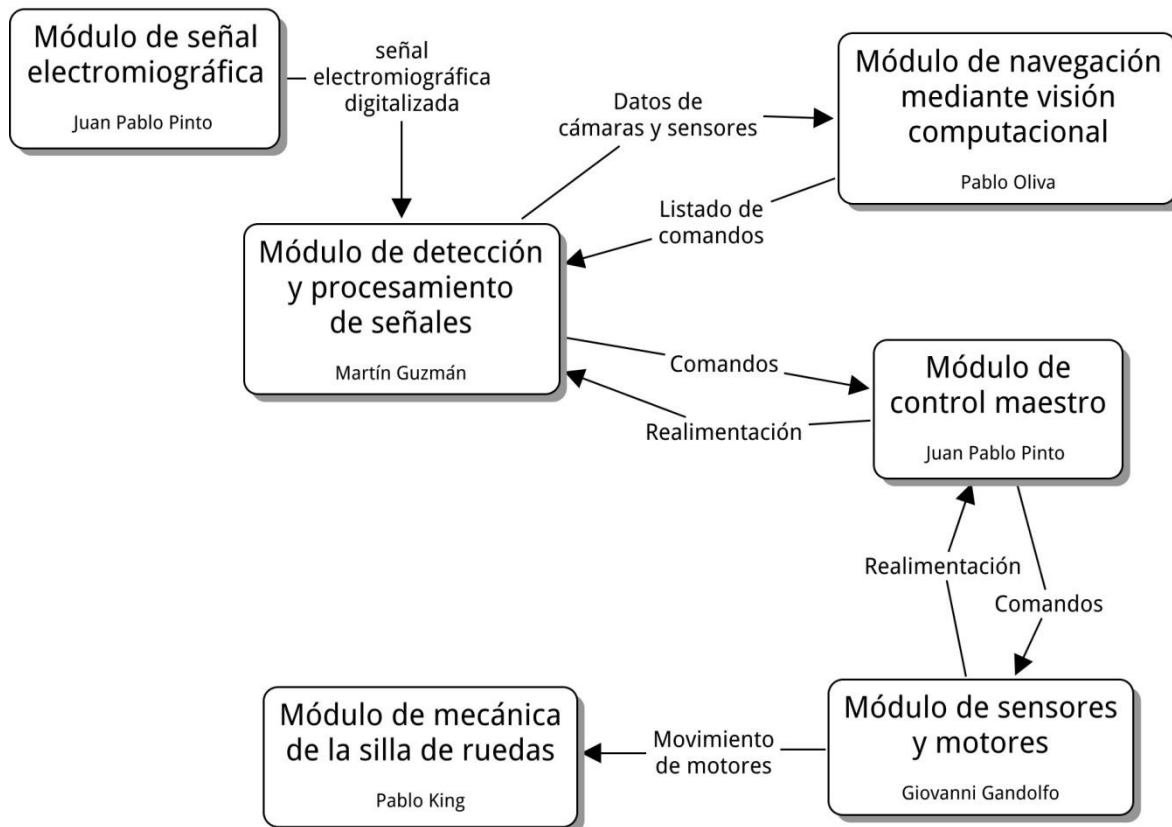
El Megaproyecto se dividió en seis módulos para su adecuada elaboración; cada uno enfocado en los aspectos críticos de la tecnología aplicada, lo cuales son: la obtención y procesamiento de información (Módulo de señal electromiográfica y Módulo de detección y procesamiento de señales), el control del sistema (Módulo de control maestro), los medios de realimentación (Módulo de navegación mediante visión computacional y Módulo de sensores y motores) y el sistema físico (Módulo de mecánica de la silla de ruedas).

- **Módulo de señal electromiográfica**, encargado de la obtención y acondicionamiento de la señal electromiográfica. Éste captura, filtra y amplifica la señal para su posterior entendimiento.
- **Módulo de detección y procesamiento de señales**, procesa la señal acondicionada dándole un significado, dicha interpretación es vinculada a un comando. Este módulo fue realizado mediante un software de computadora que busca reconocer patrones mediante la implementación de redes neuronales.
- **Módulo de sensores y motores**, maneja diferentes sensores con el fin de proporcionar la información necesaria para el control de la silla y controla todos los motores que mueven a los mecanismos.
- **Módulo de control maestro**, en base a la información obtenida de los diferentes módulos, procesa y decide las acciones a realizar.
- **Módulo de navegación mediante visión computacional**, genera la ruta que la silla de ruedas debe seguir considerando los obstáculos en el camino. Éste hace uso de diferentes algoritmos, algunos ya existentes, para obtener la ruta más óptima.

- **Módulo de mecánica de la silla de ruedas**, encargado del diseño, análisis y construcción de las estructuras y mecanismo que componen a la silla de ruedas. Cada pieza del sistema se analizó en base a sus características técnicas como aspectos económicos y visuales.

La Figura No.1 muestra la interrelación de los módulos que componen al Megaproyecto *Profectus*.

Figura No.1. Diagrama de bloques de los módulos del Megaproyecto *Profectus*



II. Objetivos del Megaproyecto

A. Objetivo general del Megaproyecto

Diseñar y construir una silla de ruedas diseñada para subir gradas de tamaño estándar, controlada mediante el reconocimiento y procesamiento de señales electromiográficas, apoyada por la generación de rutas y reconocimiento de obstáculos en su entorno.

B. Objetivos específicos del Megaproyecto

1. Módulo de señal electromiográfica. Obtener la señal electromiográfica proveniente de los músculos del triángulo anterior del cuello relacionados con la producción del habla para adecuarla de forma que pueda ser utilizada en el Módulo de detección y procesamiento de señales.

2. Módulo de detección y procesamiento de señales. Detectar y procesar señales electromiográficas para proveer al Módulo de control maestro de los comandos necesarios para activar los movimientos mecánicos de la silla de ruedas.

3. Módulo de navegación mediante visión por computadora. Reconocer mediante visión por computadora la diferencia entre obstáculos y áreas transitables y generar una ruta hacia el punto de destino.

4. Módulo de control maestro. Recibir y enviar señales de control e información codificada a los diferentes módulos de la silla de ruedas para su correcto funcionamiento.

5. Módulo de sensores y motores. Determinar y controlar los motores de la silla de ruedas e implementar sensores para medir distancias, posición, obstáculos y movimiento para obtener una realimentación del entorno y de esta manera un mejor funcionamiento y control del sistema.

6. Módulo de mecánica de la silla de ruedas. Diseñar e implementar a escala real una silla de ruedas eléctrica capaz de subir gradas de forma controlada y autónoma y que sea de fácil maniobrabilidad.

III. Antecedentes

A. Señales bioeléctricas

La obtención y reconocimiento de patrones de señales cerebrales es una línea de investigación que se ha trabajado por varios años como parte del departamento de Electrónica en la Universidad del Valle de Guatemala. Esta línea de investigación se encuentra bastante desarrollada en varios países industrializados. Estos avances se han dado más que todo para controlar dispositivos electromecánicos. Es importante mencionar que estos estudios no son nuevos, pero han tenido grandes avances en los últimos tiempos, debido al creciente desarrollo tecnológico que se ha presentado en los últimos años.

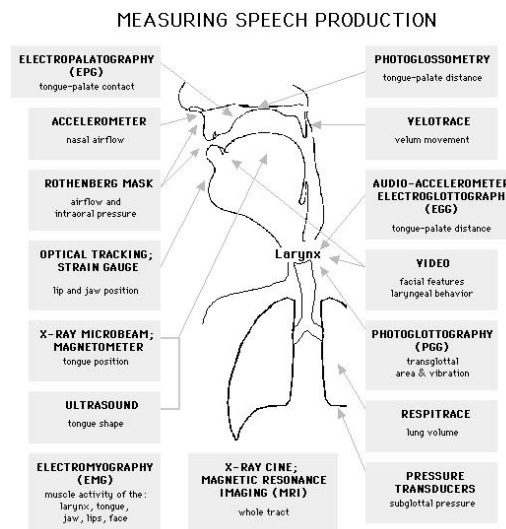
Dentro de la línea de investigación, en el departamento de Electrónica de la Universidad del Valle de Guatemala se ha investigado sobre la interpretación para la activación de comandos mediante señales bioeléctricas y más específicamente, señales electroencefalográficas. Estos estudios fueron realizados por los Megaproyectos ANIMA, durante el año 2009, e INNOVA, durante el año 2011. En ambos Megaproyectos se incluyeron módulos para la detección de dichas señales haciendo uso de una gorra de electrodos, utilizada para reconocer patrones y ejecutar comandos o instrucciones deseadas. Sin embargo, la interpretación de señales electromiográficas es un área de investigación que no se ha tocado en estudios previos de la Universidad del Valle de Guatemala.

En el caso del Megaproyecto *Profectus* se pretende ejecutar esa misma idea utilizando señales electromiográficas provenientes de músculos relacionados con la producción del habla. A lo largo de la investigación realizada durante el semestre, se encontraron varios proyectos interesantes pertenecientes a universidades extranjeras, las cuales involucran módulos de detección de patrones haciendo uso de señales electromiográficas.

Como un antecedente adicional, también se cuenta con los informes finales concernientes al Módulo de señal electromiográfica y al Módulo de controlmaestro desarrollados durante los cursos de Proyecto I de Electrónica en 2011 y Proyecto II de Electrónica en 2012.

Una visión general para el estudio de producción del habla, dependiendo del área de interés puede verse en la siguiente imagen:

Figura No.2. Métodos de estudio para la producción del habla



(Llisterri, 2012)

Los proyectos investigados justifican el uso de sistemas de reconocimiento del habla usando señales EMG y presentan resultados interesantes que son de gran ayuda para el objetivo que se quiere alcanzar con el Megaproyecto en cuanto al Módulo de señal electromiográfica, entre ellos están:

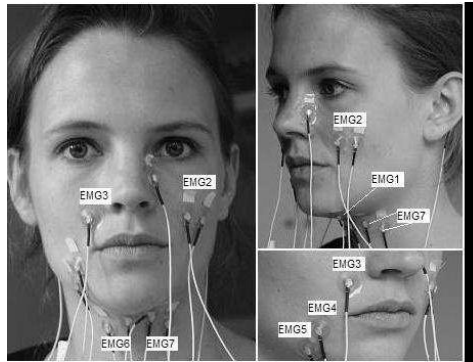
- Estudio realizado en el Karlsruhe Institute of Technology, Universidad de Karlsruhe, Alemania. El título del estudio es: "Session Independent EMG-Based Speech Recognition". Su trabajo consistió en investigación en el campo de reconocimiento del habla mediante la electromiografía de superficie. En él buscaban reconocer movimientos articulatorios de músculos humanos para llevar a cabo el reconocimiento del habla. En esta investigación se muestran resultados de entrenamiento del sistema a través de sesiones independientes realizadas por

el mismo paciente, para obtener resultados más robustos en el reconocimiento del habla.(Wand & Tanja, Session Independent EMG-Based Speech Recognition, 2009)

- Estudio realizado en el Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas, de la Universidad de Zaragoza, España. El título del estudio es: “Diseño de un sistema de reconocimiento del habla mediante electromiografía”. Su trabajo consistió en analizar señales de 8 músculos en paralelo mientras el paciente pronuncia los fonemas correspondientes a 30 sílabas del idioma español. (López Larraz, Martínez Mozos, Antelis Ortiz, Damborenea Tajada, & Mínguez Zafra, 2010)
- Estudio realizado por un grupo de investigadores de la Universidad de Hawaii, Estados Unidos, apoyados por la NASA Ames Research Center. El título del estudio es: “Sub Auditory Speech Recognition Base don EMG/EPG Signals”. En este estudio se describe cómo haciendo uso de redes neuronales y transformadas wavelets consiguen reconocer 6 palabras pronunciadas subvocalmente.(Jorgensen, Lee, & Agabon)
- Estudio realizado entre la Universidad de Karlsruhe, Alemania y el Instituto de Investigación Tecnológica Industrial, Taiwán. El título del estudio es: “Impact of Different Speaking Models on EMG-based Speech Recognition”.(Wand, Jou, Toth, & Schultz, 2009)
- Estudio realizado por la Universidad de Carnegie Mellon, Estados Unidos y la Universidad de Karlsruhe, Alemania. El título del estudio es: “Sub-Word Unit based Non-Audible Speech Recognition using Surface Electriomyography”.(Walliczek, Kraft, Schultz, & Alex, 2006)
- Estudio realizado por las mismas instituciones, titulado: “Towards Continuous Speech Recognition Using Surface Electromyography”.(Jou, Schultz, Walliczek, Kraft, & Waibel, 2006)

El objetivo de haber revisado estos trabajos publicados era la obtención de información sobre las técnicas más utilizadas hasta el momento para el reconocimiento del habla, debido a que el Módulo de señal electromiográfica tiene como objetivo el desarrollar un sistema que utilice señales EMG sin señal acústica de la voz para reconocer patrones del habla.

Figura No.3. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal entre la Universidad de Karlsruhe y la Universidad Carnegie-Mellon



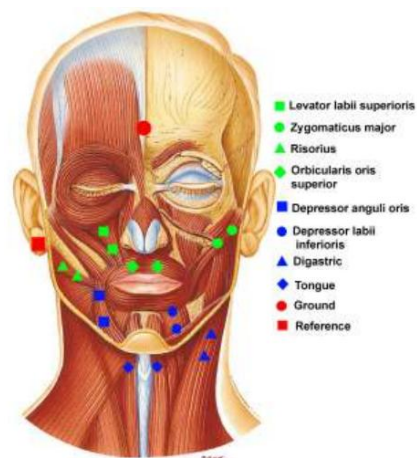
(Maier-Hein, Metze, Schultz, & Waibel, 2006)

Figura No.4. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal entre la Universidad de Hawaii y la NASA



(Jorgensen, Lee, & Agabon, 2003)

Figura No.5. Colocación de electrodos en el trabajo de habla sub-vocal en la Universidad de Zaragoza



(López Larraz, Martínez Mozos, Antelis Ortiz, Damborenea Tajada, & Mínguez Zafra, 2010)

Además de haber revisado los trabajos publicados, se buscó en el portal de videos YouTube videos demostrativos ((Lab, 2009) y(InterACT, 2008)) del trabajo del habla sub vocal desarrollado entre la Universidad de Karlsruhe (Alemania) y la Universidad Carnegie Mellon (USA) de un sistema que utiliza señales EMG producidas en la contracción de músculos faciales que tienen que ver con la producción del habla para reconocer patrones del habla.

B. Control

El diseño de un módulo de control se basa en la necesidad que presenta un sistema para el procesamiento y la comunicación de información con los demás módulos que estén conectados a dicho módulo de control.

En la búsqueda de ejemplos de módulo de control implementados en aplicaciones robóticas de proyectos extranjeros que estuvieran enfocados a sillas de ruedas eléctricas, se encontraron los siguientes ejemplos:

Proyecto #1: Control y generación de trayectorias de un nuevo sistema de locomoción para sillas de ruedas con capacidad de subir y bajar escaleras

Este proyecto consistió en el desarrollo de una silla de ruedas con nuevas capacidades para minusválidos para proporcionar un mayor nivel de autonomía en su vida cotidiana.

Figura No.6. Silla de ruedas del proyecto #1

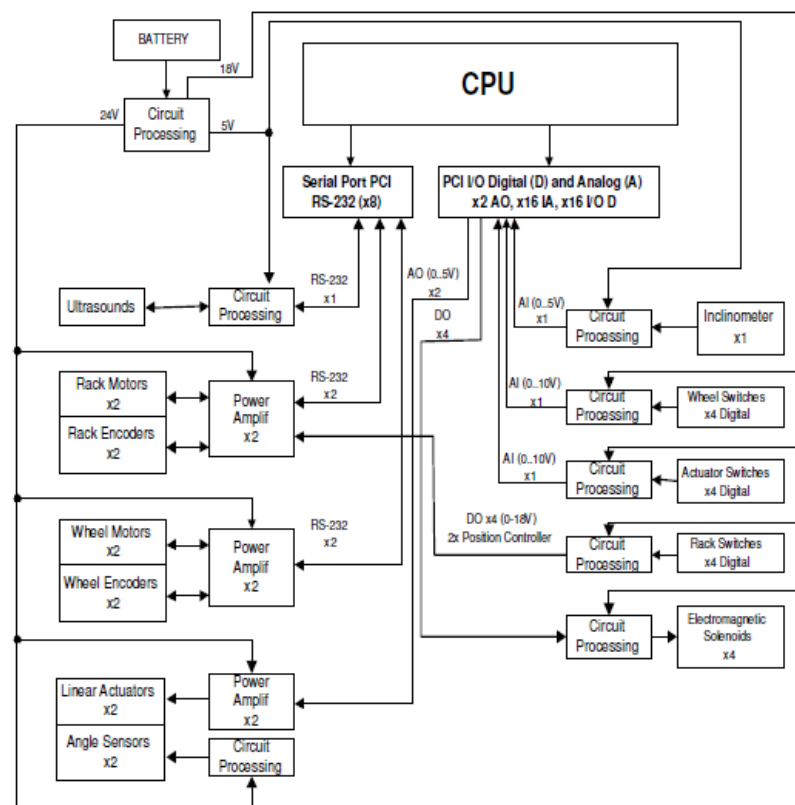


(Morales Herrera, 2006)

Algunas de las funciones que la silla debe incorporar son:

- Capacidad de la silla de subir y bajar escaleras o rampas automáticamente. Una finalidad importante de este proyecto es el control y la generación de trayectorias de la silla de ruedas cuando se encuentre frente a estos obstáculos.
- Traslación mecanizada del minusválido a la cama a la silla y viceversa.
- Capacidad de ajuste de la inclinación de la silla para inclinar al minusválido y reducir presiones.

Figura No.7. Esquema del hardware conectado al control de la silla de ruedas del proyecto #1



(Morales Herrera, 2006)

Proyecto #2: *Multimodal Wheelchair Control for the Paralyzed People*

Este proyecto consistió en el desarrollo de una silla de ruedas multimodal con un sistema de control para el movimiento de la silla basado en reconocimiento de voz e información proporcionada por sensores para evitar obstáculos.

Figura No.8. Silla de ruedas multimodal del proyecto #2



(Maskeliunas & Simutis, 2011)

Básicamente, las tres áreas en las que se enfoca el control de la silla son:

- Un sistema de reconocimiento de voz para un pequeño vocabulario.
- Un sistema capaz de seguir el movimiento ocular.
- Un sistema que funcione como un cursor céntrico capaz de detectar la dirección de algún dedo en específico o el movimiento de la lengua.

C. Sensores

Como se mencionó anteriormente, el Megaproyecto INNOVA es el predecesor al presente Megaproyecto, por lo que se hizo una investigación sobre el módulo de sensores del mismo. Entre los sensores implementados por el Megaproyecto INNOVA se puede mencionar:

- 6 sensores ultrasónicos "PING))) Ultrasonic Sensor"
- 4 "Encoders"
- 2 acelerómetros.

A continuación se describen las características de cada sensor y la función que desempeñaban para lograr los objetivos del módulo.

1. Sensores ultrasónicos. El sensor Parallax's PING))) (Figura No.9), es un sensor de bajo costo que provee un método muy sencillo para medir distancias. Este sensor posee un LED de estado y utiliza solo un pin de I/O. Para obtener una distancia deseada, el sensor emite un pulso ultrasónico y mide el tiempo que tarda el eco en regresar.

Figura No.9. Sensor ultrasónico PING))) de Parallax.



(Parallax, 2012)

Características:

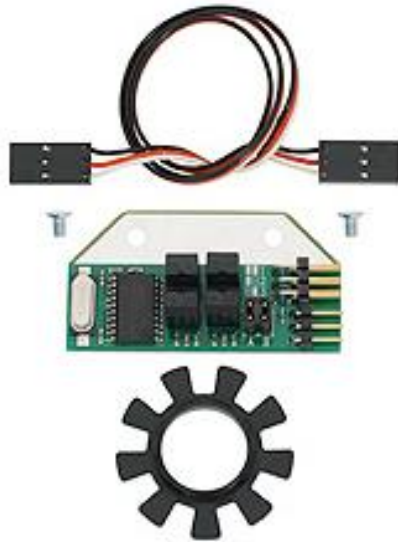
- Provee mediciones precisas en un rango de 2 a 3 cm.
- Comunicación de pulso in/out simple
- Indicador LED muestra el progreso de medición.
- Consume 20 mA.
- Fácil conexión a servo motores a través de 3 pines.
- Requiere +5 VDC
- Dimensiones: 0.81 x 1.8 x 0.6 in (22 x 46 x 16 mm)
- Rango de temperatura para operación: +32 to +158 °F (0 to +70 °C)

2. Encoders. Para controlar su posición, el Megaproyecto INNOVA, utilizó un encoder "Position Controller Kit" para obtener la posición de la rueda en todo momento. El controlador puede medir 36 posiciones por rotación. Éste calcula y reporta la posición y el promedio de velocidad a la cual se está operando.

El controlador de posición (Figura No.10) es compatible con cualquier microcontrolador mediante el protocolo de comunicación serial. Se pueden utilizar hasta

cuatro controladores al mismo tiempo, lo cual permite minimizar los requerimientos entrada y salida de un microcontrolador a cargo de recibir la información de dicho sensor.

Figura No.10. Position Controller Kit (encoders).



(Parallax, 2012)

Características:

- Una sola línea I/O puede controlar hasta 4 Position Controllers.
- Trabaja con una precisión de 36 posiciones por revolución (resolución de 0.5").
- Comunicación vía serial 19200 bauds/seg canal half-duplex.
- Requiere de +5V.
- Dimensiones: 2.0 x 1.05 x .49 in (50.8 x 26.67 x 12.45 mm).
- Rango de temperatura para operación: -67 to +257 °F (-55 to +125 °C).

3. Acelerómetro. El Megaproyecto INNOVA hizo uso también de un "El MMA7455L 3-Axis Digital Output Accelerometer" (Figura No.11) el cual es un micro sensor capaz de medir aceleraciones en los ejes X, Y, y Z. Este sensor contiene un conversor analógico-digital (ADC), un filtro pasa bajas digital y un rango de sensibilidad de $\pm 2g$, $\pm 4g$, y $\pm 8g$. Este sensor es fácil de configurar para detectar movimientos rápidos.

Figura No.11. Acelerómetro de 3 ejes MMA7455L.



(Parallax, 2012)

Características:

- Sensibilidad seleccionable: 8-bit mode ($\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g$) or 10-bit mode ($\pm 8g$).
- Interrupciones configurables (INT1/INT2).
- Registros para calibrar cada eje.
- Opera con poca corriente.
- Requiere 2.5V – 5.5V para operar.
- Comunicación mediante los protocolos SPI o I2C.
- Rango de temperatura para operación: -40°F a $+185^{\circ}\text{F}$ (-40°C a $+85^{\circ}\text{C}$).

4. **Motores Parallax.** Finalmente, para INNOVA se utilizaron motores Parallax para un movimiento lineal del prototipo de silla de ruedas. Éstos motores pertenecían al set “Motor Mount and Wheel Kit”. Este kit comprende poderosos motores de 12 VDC con un hardware a base de aluminio para proveer potencia y torque. En la Figura No.12 se muestra una imagen del kit:

Figura No.12. Motor Mount and Wheel Kit de Parallax.



(Parallax Inc., 2009)

Características:

- Motores DC:
- ~ 150 RPM @ 12 VDC, 1.5 A, sin carga.
- ~ 190 RPM @ 14.5 VDC, 1.6 A, sin carga.
- Hardware maquinado en aluminio 6061.
- Registros para calibrar cada eje.
- Comunicación mediante los protocolos SPI o I2C.
- Peso total del kit: 2.9 kg.

INNOVA hizo uso de cuatro motores de estos para su movimiento lineal de la silla de ruedas, para los cuales utilizó los encoders mencionados anteriormente para conocer su posición y velocidad.

Adicionalmente, para el control de estos motores Parallax, se utilizó el controlador producido por Dimension Engineering, "Sabertooth dual 12A motor driver". En la Figura No.13 se muestra una imagen del controlador:

Figura No.13. Sabertooth dual 12A motor driver.



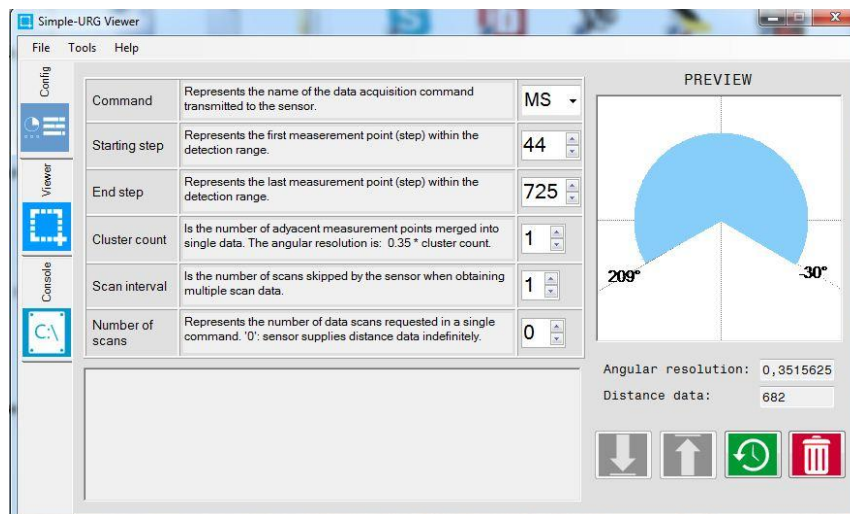
(Castillo, 2011)

Características:

- Dos puentes H, capacidad para controlar dos motores DC independientes.
- ~ 12A continuos por canal.
- ~ 25A pico por canal.
- Alimentación de 6-24 VDC.
- Control analógico, R/C, serial simplificado.
- Tamaño: 2.3" x 3" x 7".

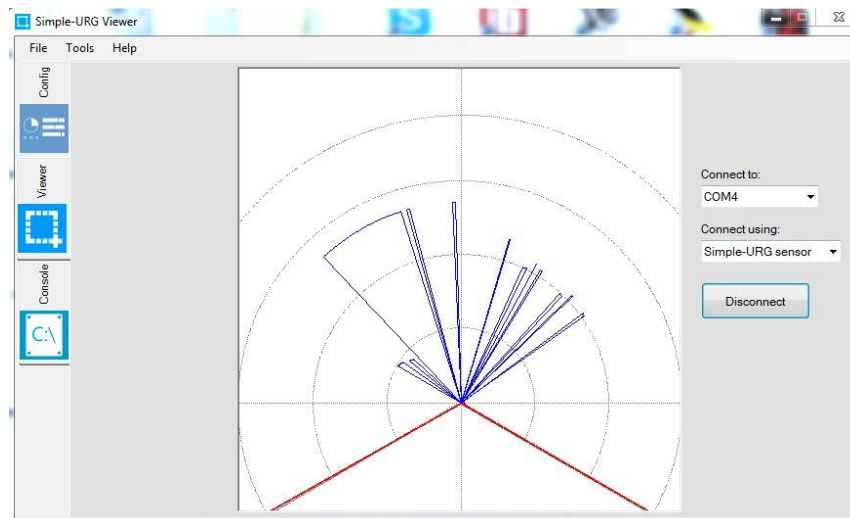
5. **Sensor láser.** El sensor láser Hokuyo fue trabajado anteriormente por Mario Búrbano en su trabajo de graduación. Él desarrolló una aplicación para este sensor para poder demostrar sus mediciones. Adicionalmente, en la aplicación, los parámetros de configuración del sensor son modificables según los deseos del usuario. En las Figura No.14 y Figura No.15 se muestran unas imágenes del software realizado por Mario Búrbano:

Figura No.14. Programa del sensor láser en la configuración de parámetros.



(Búrbano, 2011)

Figura No.15. Programa del sensor láser, radar.



(Búrbano, 2011)

IV. Metodología de los experimentos

A continuación se describe la metodología utilizada en los diferentes módulos que conforman al Megaproyecto *Profectus*. Dicha metodología fue asentada a lo largo de los cursos de Proyecto I de Electrónica, Proyecto II de Electrónica y Proyecto III de Electrónica mediante la elaboración de informes cada cierto número de semanas, además de exponer y explicar los resultados obtenidos a los asesores del presente Megaproyecto con el fin de producir resultados importantes para los diferentes módulos.

Como culminación de seguir dicha metodología, cada módulo desarrolló su propio informe que describe todo el proceso que el encargado de dicho módulo elaboró con el fin de lograr los objetivos planteados del mismo. Los informes se encuentran divididos en varios capítulos que en este presente trabajo de graduación se pueden encontrar como subcapítulos dentro del capítulo concerniente a cada módulo, de los cuales se pueden mencionar: Objetivos, marco teórico, antecedentes, delimitación e impacto del módulo, experimentos, conclusiones y recomendaciones.

Con el fin de ver al Megaproyecto *Profectus* como la integración de los módulos que lo conforman, se desarrolló el diagrama de bloques del Megaproyecto, el cual se puede ver en la Figura No.1. En dicho diagrama de bloques se puede apreciar desde un punto de vista macro las entradas y salidas de cada módulo y la forma en que éstos interactúan para lograr el objetivo del Megaproyecto. El orden en que se presentan los capítulos concernientes a cada módulo es basado en el orden en que se van realizando conforme se da una señal de entrada.

La interconexión de módulos comienza en el Módulo de señal electromiográfica. En dicho módulo se realiza la captura de la señal electromiográfica de interés mediante el uso de electrodos de superficie con la finalidad de ser utilizada en el siguiente módulo para identificar comandos gesticulados (movimiento latentes al pronunciar una palabra sin sonido alguno) por el usuario. La salida del Módulo de señal electromiográfica, la cual es la señal electromiográfica digitalizada, ingresa al Módulo de detección y procesamiento de señales. En dicho módulo se realiza la detección de la señal electromiográfica con base al nivel de dicha señal y mediante el uso de redes neuronales,

se identifica el comando deseado por el usuario.

Siguiendo con la lógica del diagrama de bloques, el Módulo de navegación mediante visión computacional recibe como entrada datos de las cámaras y sensores (sensor de luz) para llevar a cabo el procesamiento de imágenes para la detección de obstáculos y generación de rutas. Dicha generación de rutas produce una lista de comandos que es utilizada como entrada en el Módulo de detección y procesamiento de señales para la generación comandos relacionados con los movimientos que la silla de ruedas eléctrica debe de ejecutar para completar dicha ruta. Cabe destacar que tanto el Módulo de navegación mediante visión computacional y el Módulo de detección y procesamiento de señales se encuentran integrados en un solo programa que tiene una interfaz gráfica intuitiva para ser utilizada por el usuario de la silla de ruedas eléctrica.

Los comandos producidos en el programa donde se implementan los dos módulos anteriormente descritos ingresan al Módulo de control maestro, el cual se encarga de identificar a dichos comandos y traducirlos a comandos que puedan ser enviados al siguiente módulo con la finalidad de obtener información de los sensores y enviar comandos de activación a los actuadores (motores) de la silla de ruedas eléctrica. Los comandos producidos por el anterior módulo entran al Módulo de sensores y motores, el cual se encarga de obtener datos de los diferentes sensores acoplados a la silla de ruedas eléctrica, realimentar dichos datos al Módulo de control maestro y enviar comandos a los actuadores (motores) para lograr los movimientos mecánicos deseados.

Finalmente, los movimientos mecánicos que se logran a partir del movimientos de los actuadores se traducen a movimientos que son mecánicamente viables debido al diseño de la silla de ruedas eléctrica, el cual fue realizado en el Módulo de mecánica de la silla de ruedas. Dichos movimientos mecánicos se traducen en movimientos de traslación (por ejemplo, adelante, atrás, girar derecha, girar izquierda, etc.) y movimientos de los triángulos diseñados para subir gradas.

V. Módulo de señal electromiográfica

A. Introducción

El presente capítulo contiene información relevante concerniente al Módulo de señal electromiográfica que fue investigada, desarrollada y seleccionada a manera de que describan de forma consistente el desarrollo e implementación del mismo. Todo lo anterior fue efectuado con la finalidad de cumplir con los objetivos propios del módulo en el tiempo estipulado para completar la integración de los módulos que conforman al Megaproyecto *Profectus*.

El Módulo de señal electromiográfica está dedicado a la obtención y correcta adecuación de las señales electromiográficas adquiridas mediante el uso de electrodos de superficie en músculos del triángulo anterior del cuello relacionados con la producción del habla. Dichas señales electromiográficas, las cuales se producen en la gesticulación de comandos (habla subvocal o silenciosa) que puedan ser traducidos a una acción a desempeñar por la silla de ruedas eléctrica, son adquiridas mediante el uso de electrodos de superficie conectados a un circuito electrónico cuya implementación se basa en circuitos de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y filtrado digital.

Las muestras de la señal electromiográfica son transmitidas a una computadora usando el protocolo RS-232 implementado en un canal UART del procesador de señales digitales. Dichas muestras son detectadas y procesadas en la computadora utilizando redes neuronales para identificar el comando gesticulado por el usuario y efectuar una acción determinada en la silla de ruedas.

B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Obtener la señal electromiográfica proveniente de los músculos del triángulo anterior del cuello relacionados con la producción del habla para adecuarla de forma que pueda ser utilizada en el Módulo de detección y procesamiento de señales.

2. Objetivos específicos del módulo

a. Determinar una ubicación para los electrodos de superficie que sea estable y cómoda para el usuario, donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica.

b. Adecuar la señal electromiográfica capturada mediante etapas de amplificación y filtrado para su posterior procesamiento en el Módulo de procesamiento por software.

c. Construir y diseñar un circuito electrónico impreso capaz de adecuar la señal electromiográfica para que el Módulo de detección y procesamiento de señales pueda hacer uso de ella.

C. Marco teórico

1. Señales electromiográficas. La electricidad está presente en diferentes elementos en la naturaleza, de tal forma que el ser humano no es la excepción, ya que dentro de él se puede encontrar pequeños impulsos eléctricos que llevan a cabo importantes funciones dentro del organismo: respirar, latir el corazón, movimientos musculares, pensar, etc.

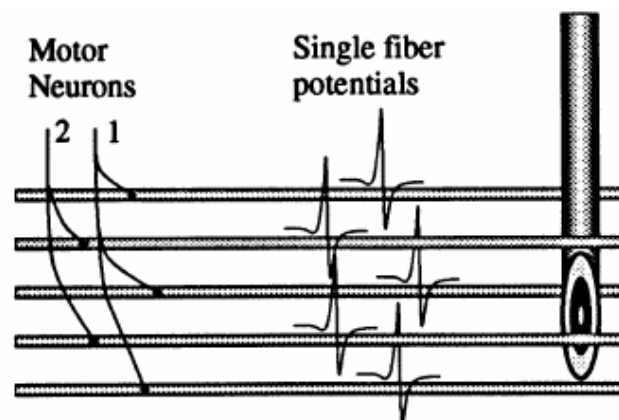
Entre las señales bioeléctricas más estudiadas se encuentran: las Electrocardiográficas (ECG), las Electromiográficas (EMG) y las Electroencefalográficas (EEG).

Figura No.16. Fuentes de señales bioeléctricas

Bioelectric Signal	Abbreviation	Biologic Source
Electrocardiogram	ECG	Heart—as seen from body surface
Cardiac electrogram	—	Heart—as seen from within
Electromyogram	EMG	Muscle
Electroencephalogram	EEG	Brain
Electrooptigram	EOG	Eye dipole field
Electroretinogram	ERG	Eye retina
Action potential	—	Nerve or muscle
Electrogastrogram	EKG	Stomach
Galvanic skin reflex	GSR	Skin

(Neuman, 1999)

Como ya se había dicho anteriormente, para este módulo, las señales electromiográficas son las de mayor interés para su estudio. La electromiografía es la captación de señales eléctricas producidas por los músculos durante su contracción y relajación para su registro y análisis. Estas señales eléctricas, denominadas electromiográficas, son generadas por un intercambio de iones a través de las fibras musculares durante la contracción y relajación del músculo. Entonces, el origen de una señal electromiográfica radica en que dichas fibras musculares son activadas por moto neuronas (neuronas del sistema nervioso central), las cuales ejercen una acción sobre un grupo de fibras que hacen posible el intercambio de iones durante la contracción y relajación del músculo.

Figura No.17. Dibujo de moto-neuronas actuando sobre fibras musculares

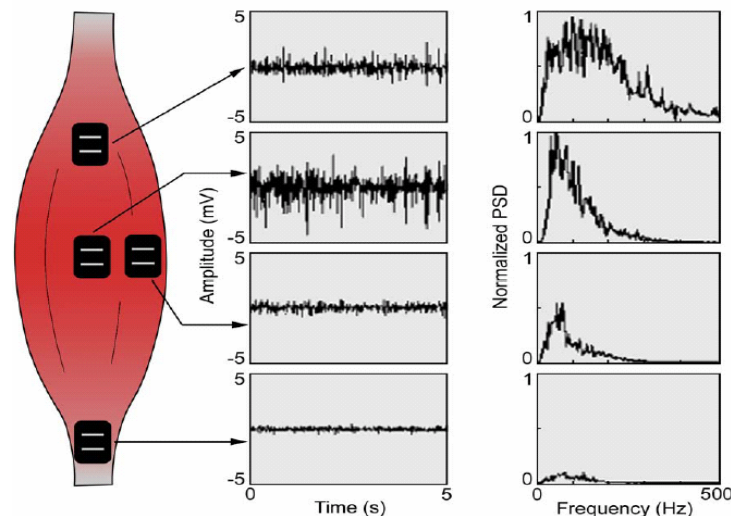
(Delgado Saa, 2010)

Hacer uso de las señales electromiográficas puede verse como una gran ventaja al tener una aplicación en la creación de interfaces de comunicación entre el usuario y un dispositivo electrónico. Pero más que para usuarios normales, un sistema de esta índole puede estar especialmente enfocado en personas que padezcan algún tipo de parálisis, por lo que dicho sistema puede mejorar su calidad de vida. Para el registro de las señales electromiográficas, se suelen usar dos tipos de electrodos:

- Superficiales: son colocados en la superficie de la piel. Toman registros poblacionales de la actividad bioeléctrica.
- Invasivos: son colocados en el tejido muscular. Toman la diferencia de potencial entre la membrana celular y la piel.

Con respecto al uso de electrodos de superficie, si estos se colocan de tal forma que exista una buena superficie de contacto y gran adherencia (aparte de los materiales de los cuales esté hecho el electrodo) se puede garantizar una buena captura de la señal electromiográfica.

Figura No.18. Electrodo de superficie capturando señales electromiográficas



(Delgado Saa, 2010)

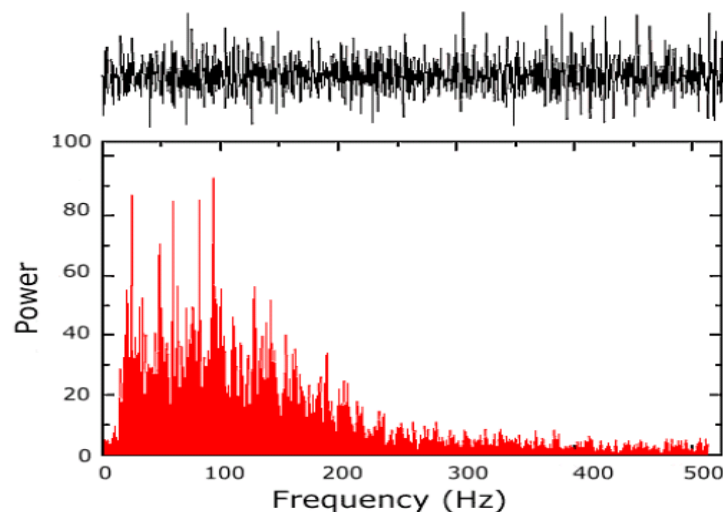
La amplitud, y las propiedades de las señales electromiográficas (tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia) dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de

actividad muscular, las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo), las propiedades del electrodo y el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

Las señales electromiográficas tienen características inherentes que las hacen candidatas a un proceso obligatorio de amplificación y filtrado:

- Espectro de importancia: 0-500 Hz.
- Energía predominante de la señal: 50-150 Hz.
- Amplitudes entre 0-6mV pico.
- Aleatoriedad.
- Su adquisición se ve afectada fuertemente por el ruido de línea (60 Hz), ruido ambiental y otros dispositivos electrónicos.

Figura No.19. PSD (Power Spectral Density) de una señal electromiográfica



(Delgado Saa, 2010)

2. Electromiografía de superficie. La electromiografía de superficie (*Surface EMG*) permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas de una forma no invasiva. Entre las aplicaciones más comunes que se tienen para la electromiografía de superficie se encuentran:

- Análisis biomecánico de los gestos humanos.
- Identificación de patologías neuromusculares.
- Análisis de la activación/desactivación de los músculos.
- Estudio de la fatiga muscular.
- Estudio de rendimiento deportivo, medicina laboral y ergonomía.

Tabla No.1. Ventajas y desventajas de la electromiografía superficial e intramuscular

EMGI (Intramuscular)		EMGS (Superficial)	
Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas
Los electrodos utilizados son extremadamente sensibles. Monitorean la actividad de un único músculo. Acceso profundo a los músculos de interés. Mínimo problema por el fenómeno de "Cross-Talk"	Los electrodos son invasivos. Se requiere de personal médico certificado para su uso seguro y correcto. Recolocación de los electrodos puede llegar a ser impráctico. El área de detección del electrodo puede no ser representativa del todo el músculo.	Posicionamiento rápido y fácil de los electrodos. Los electrodos no son invasivos. No se requiere de supervisión médica, pero sí se requiere certificación. Permite el análisis simultáneo de varios músculos en movimiento. Incomodidad mínima.	Generalmente utilizados para músculos superficiales. Problemas con el fenómeno de "Cross-Talk". Pocos estándares para la colocación de los electrodos. Patrones de movimiento de los pacientes afecta a la captación de la señales EMG. Limitaciones para registrar actividad muscular dinámica.

3. Tipos de electrodos de superficie. En la electromiografía de superficie, los dos tipos de electrodos que se utilizan son los siguientes:

- **Electrodos secos o activos (*dry electrodes*):** Estos se encuentran en contacto directo con la piel. Básicamente se utilizan en aplicaciones donde la geometría o tamaño de los electrodos no permite la aplicación de un gel electrolítico. Ejemplo de este tipo de electrodos son electrodos de barra. Es común encontrar que en este tipo de electrodos exista un pre-amplificador de la señal EMG dentro del electrodo, debido a la alta impedancia electrodo-piel asociada a los electrodos secos. Además, es común encontrar electrodos secos con un peso mayor a los 20g, lo que aumenta la dificultad en mantener al electrodo seco en una posición fija por periodos prolongados.

Figura No.20. Electrodos secos



(Systems, 2011)

- **Electrodos con gel o pasivos (*gelled electrodes*):** Estos utilizan un gel electrolítico como una interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Reacciones oxidación y reducción se llevan a cabo en la región de contacto de la superficie metálica del electrodo y el gel electrolítico. Dependiendo del material del electrodo y del gel, estos en combinación permitirán que, en mayor porcentaje, las señales bioeléctricas del músculo pasen libremente a través de la unión entre el electrodo y gel electrolítico. Esto permite una menor cantidad de ruido eléctrico en la medición de las señales EMG.

Los electrodos con gel pueden ser desechables o reutilizables. Los electrodos con gel más comunes son los del tipo desechable, ya que son muy livianos (menores a 1g) y vienen en diferentes formas y tamaños. Con una correcta aplicación, estos electrodos pueden minimizar el riesgo de desplazamiento durante la captación de las señales EMG durante un movimiento muscular rápido.

Figura No.21. Electrodo Ag/Ag-Cl desechable con gel electrolítico



(Embla Systems, 2011)

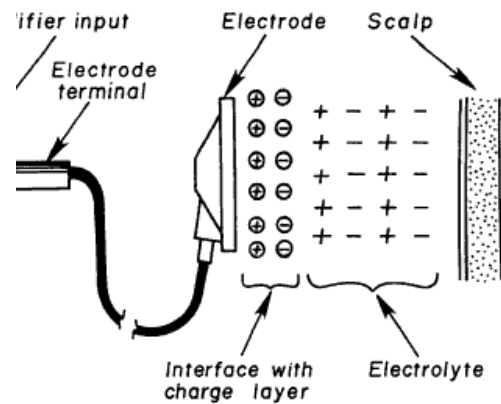
Figura No.22. Spectra 360 gel electrolítico



(Bio-Medical, 2011)

4. Interfaz electrodo-electrolito. Cuando los electrodos de superficie entran en contacto con la piel a través de un electrolito se produce una distribución de cargas entre la interfaz electrodo-electrolito que da lugar a la aparición de un potencial conocido como potencial de media celda. Esto se debe a que cuando cualquier metal entre en contacto con cualquier electrolito (fluidos corporales en la capa de la piel y el gel conductor o electrolítico) se formará una diferencia de potencial entre el metal (que es del electrodo de superficie) y el electrolito. Dicha diferencia de potencial es producto de la formación de una capa de cargas eléctricas de la superficie metálica del electrodo y otra superficie de carga eléctrica opuestas en el electrolito. Esto da lugar a la aparición de la capa de cargas eléctricas de la interfaz electrodo-electrolito:

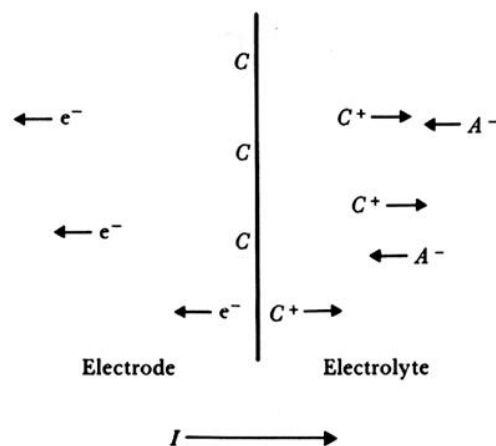
Figura No.23. Capa de cargas eléctricas en la interfaz electrodo-electrolito



(Tyner, Knott, & Brem Mayer, 1983)

Si el electrodo se mueve respecto del electrolito, se producirá una alteración en la distribución de la carga que provocará una variación transitoria del potencial de media celda. De la misma forma, en la interfaz electrolito-piel también existirá una distribución de cargas y, por tanto, un potencial de equilibrio que variará si se produce movimiento entre la piel y el electrolito. En un electrodo de superficie ideal, existiría un equilibrio en el movimiento de cargas positivas y negativas a través de la interfaz electrodo-electrolito, por lo que la diferencia de potencial entre la superficie metálica del electrodo y el electrolito sería constante.

Figura No.24. Movimiento de iones en la interfaz electrodo-electrolito

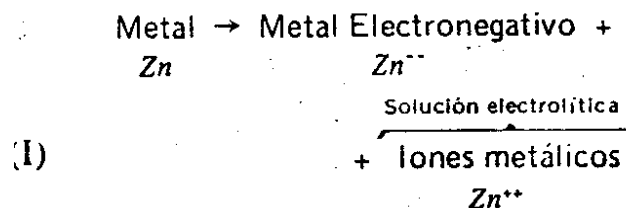


(Stilson, 1996)

La corriente viaja del electrodo a la izquierda hacia el electrolito a la derecha. El electrodo consiste de átomos de un metal C. El electrolito es una solución acuosa que contiene cationes (iones positivos) del electrodo metálico C^+ y aniones (iones negativos) de la solución acuosa A^- . Como se había mencionado anteriormente, los tipos de reacciones que se llevan a cabo en esta interfaz son:

- **Oxidación:** En este tipo de reacción, pasan iones metálicos del electrodo hacia la solución electrolítica. El electrodo queda negativo.

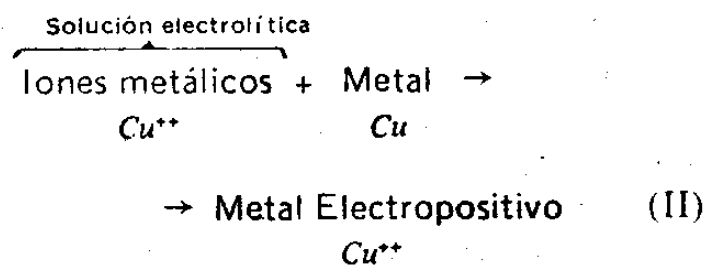
Figura No.25. Reacción de oxidación en la interfaz electrodo-electrolito



(Ledesma Mejia & Lema López, 1997)

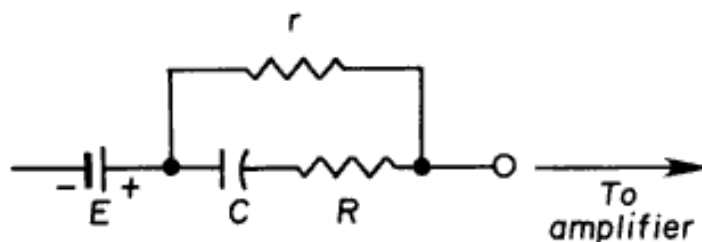
- **Reducción:** En este tipo de reacción, pasan iones metálicos desde la solución electrolítica hacia el electrodo. El electrodo queda positivo.

Figura No.26. Reacción de reducción en la interfaz electrodo-electrolito



(Ledesma Mejia & Lema López, 1997)

La unión de las interfaces electro-electrolito y la electrolito-piel puede modelarse eléctricamente como una fuente de tensión continua en serie con una impedancia (resistencia y capacitor en serie junto con una resistencia en paralelo):

Figura No.27. Modelo eléctrico de la interfaz electrodo-electrolito-piel

(Tyner, Knott, & Brem Mayer, 1983)

5. **Electrodos de superficie.** Diferentes materiales en la construcción de los electrodos, en este caso el uso de diferentes metales, desarrolla diferentes voltajes cuando son inmersos en un mismo electrolito. Utilizando un electrodo estándar (denominado electrodo estándar de hidrogeno), se puede determinar el voltaje que exista entre él y otros materiales.

Cualquier metal, ya sea un elemento (ej. Plata), un compuesto (ej. Cloruro de Plata) o una aleación metálica (ej. Acero Inoxidable) tiene su propio potencial de electrodo relativo al electrodo estándar. Este potencial de electrodo es denominado el potencial de media celda porque sólo el electrodo está actuando como la mitad de una batería. Algunos de los valores típicos de potenciales de media presentes en electrodos de superficie dependiendo del material de construcción son:

Tabla No.2. Valores típicos de potenciales de media celda de diferentes

Material del electrodo	Potencial del electrodo (V)
Plomo (Pb)	-0.13
Estaño (Sn)	+0.14
Cloruro de Plata (AgCl)	+0.22
Cobre (Cu)	+0.52
Plata (Ag)	+0.80
Platino (Pt)	+0.86
Oro (Au)	+1.50

(Tyner, Knott, & Brem Mayer, 1983)

De acuerdo a un estudio hecho por la clínica de neurofisiología de la Universidad de Helsinki, las propiedades de diferentes tipos de electrodos de superficie cuando son usados con un gel electrolítico que contenga cloruros se resumen en la siguiente tabla:

Tabla No.3. Resumen de propiedades de diferentes tipos de electrodos en combinación con un gel electrolítico a base de cloruros

Summary of the properties of different types of electrodes when used in combination with a chloride containing gel

Electrode	Offset voltage, resistance and polarization	Rate of drift	Noise level	Suitability for DC-coupled recording	Suitability for long time-constant AC-coupled recording
Sintered Ag AgCl ^a	Very low	Very low	Low	Excellent	Excellent
Disposable Ag AgCl ^b	Low	Very low	Low	Good	Excellent
Silver ^c	Variable	Variable	Low	Poor	Good
Gold-plated silver ^d	Variable	Variable	Low	Poor	Good ^e
Platinum ^f	Very high	n.a. ^g	Low	Poor	Good ^e
Stainless steel ^h	Very high	n.a. ^g	Medium	Poor	Medium
Tin ⁱ	High	High	High	Poor	Poor

^a E220N-LP (In Vivo Metric).

^b Neuroline 700, 710 and 720 (Ambu A/S), Nicolet (Nicolet Biomedical Inc.), 13952E (Philips Medical Systems), Blue Sensor NF-50K (Ambu A/S).

^c C12-434 (Technomed Europe).

^d F-E5GH-48 (Grass-Telefactor).

^e See discussion for details.

^f T-WS-6P (Ad-Tech Medical Instrument Corporation).

^g Not applicable because of very rapid polarization.

^h T-WS-6 (Ad-Tech Medical Instrument Corporation).

ⁱ E21-9 (Electro-Cap International).

(Tallgren, Vanhatalo, Kaila, & Voipio, 2004)

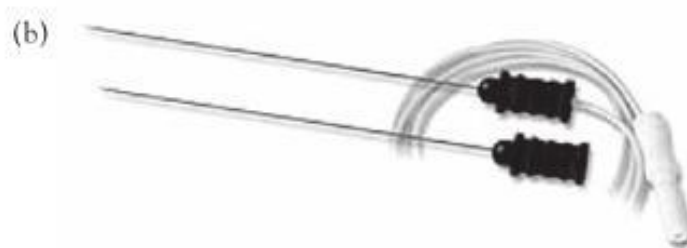
Otras consideraciones que se deben de tener en cuenta debido al material con el que fue construido el electrodo son:

- El material del electrodo debe ser químicamente inerte para evitar la irritación de los tejidos donde se aplica.
- Las características mecánicas demandan fortaleza, facilidad de limpiar y / o esterilizar y de aplicación simple al paciente.
- El material empleado en su construcción debe ser buen conductor de la electricidad, a fin de que los potenciales recogidos sobre el tejido lleguen al instrumento biomédico con la menor atenuación y deformación posibles.

Para la electromiografía de superficie existen dos configuraciones importantes de los electrodos:

- **Configuración monopolar:** En esta configuración, la señal EMG es captada (con respecto a un electrodo de tierra colocado en un entorno eléctricamente neutro) por un solo electrodo. La mayor ventaja de esta configuración, es que el área para captar la señal EMG es relativamente grande, lo que provee una señal EMG producida por varias fibras musculares. La desventaja más clara de esta configuración es que la señal EMG se ve contaminada por ruido debido a campos electromagnéticos (tales como la línea de 60Hz y demás aparatos eléctricos).

Figura No.28. Electrodo de aguja para una configuración monopolar



(Hong & Bartlett, 2008)

- **Configuración bipolar:** En esta configuración, se captan dos señales EMG utilizando dos electrodos. El propósito de esta configuración es rechazar el ruido provocado por campos electromagnéticos con una amplificación diferencial, es decir, alimentar las dos señales EMG a un amplificador diferencial que reste las dos señales y amplifique la diferencia.

Figura No.29. Configuración bipolar en electromiografía de superficie



(Hong & Bartlett, 2008)

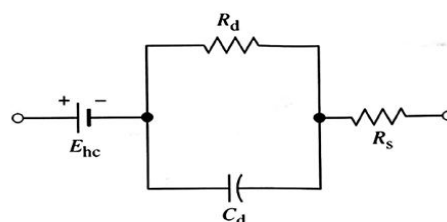
Debido a la naturaleza de la interfaz electrodo-electrolito-piel de la formación de la doble capa iónica y su efecto inherente de condensador o capacitor cargado, cuando se somete a la interfaz electrodo-electrolito-piel a una corriente continua de alta densidad en amperes por cm^2 , los electrodos almacenarían energía, y demorarán un cierto tiempo para terminar de estabilizarse. Se requiere que la energía que estos electrodos almacenen sea la más pequeña posible debido al fenómeno de la polarización química que puedan sufrir los electrodos. Para los electrodos ideales, la polarización química puede ser la siguiente:

- **Electrodos perfectamente polarizables:** En esta polarización, no existe carga que atraviese la interfaz electrodo-electrolito cuando se aplica una corriente.
- **Electrodos perfectamente no polarizables:** En esta polarización, la corriente fluye a través de la interfaz electrodo-electrolito sin requerir energía para su transición.

En la práctica, este tipo de electrodos no existen, aunque dependiendo del material que se fabrique dicho electrodo, se puede acercarse a dichas características tales como lo son los electrodos de platino o electrodos de plata-cloruro de plata. Las características anteriormente mencionadas indican que la corriente puede pasar de un electrolito a un electrodo no polarizado, mientras que con un electrodo polarizado, este actúa como un capacitor y no permite que la corriente se mueva libremente a través de la interfaz electrolítica.

Otros modelos eléctricos que se tienen para electrodos de superficie (para medir biopotenciales) que estén en contacto con un electrolito son los siguientes:

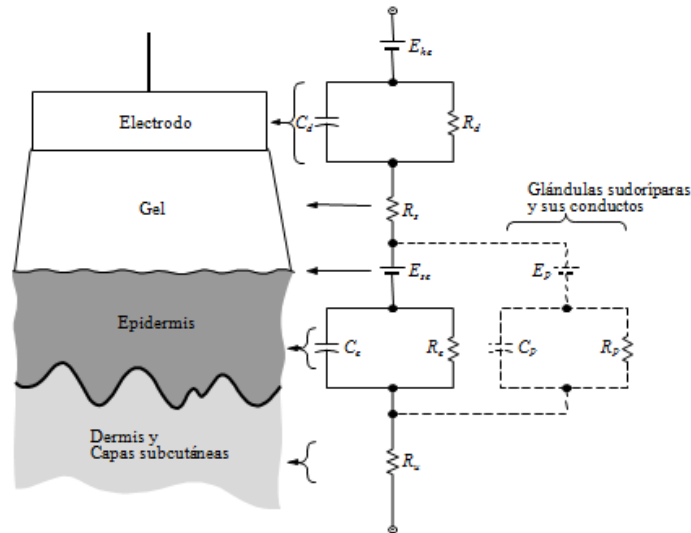
Figura No.30. Modelo eléctrico de un electrodo de superficie en contacto con un electrolito



(Explorer, 2012)

En este modelo, E_{hc} es el potencial de media celda, R_d y C_d establecen la impedancia asociada con dicha interfaz electrodo-electrolito y los efectos de la polarización, y R_s es la resistencia en serie asociada con los efectos de la interfaz y debida a la resistencia en el electrolito.

Figura No.31. Modelo eléctrico de la unión de la interfaz electrodo-electrolito con las diferentes capas de la piel



(Stilson, 1996)

Este modelo muestra el circuito eléctrico equivalente obtenido durante la conexión de un electrodo de superficie a la piel. Cada elemento del circuito equivalente a la derecha está situado aproximadamente al mismo nivel en que ocurre el proceso físico que representa en el diagrama de la izquierda.

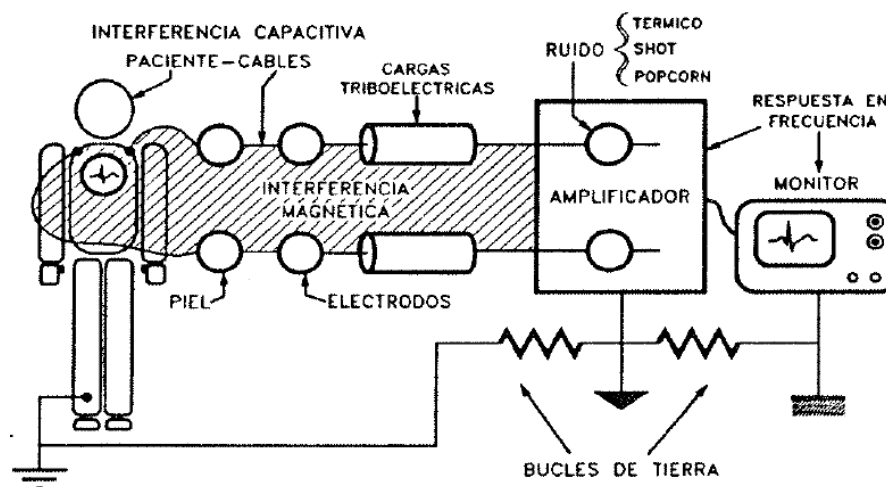
Debido a las características de los electrodos de superficie, al estar contruidos en su mayor parte por metales, se presenta una cierta problemática en cuanto a la captación de las señales EMG debido a que dichos electrodos pueden ser susceptibles a varias fuentes de ruido que se pueden acoplar junto con la señal EMG de interés. Con respecto a la naturaleza de las señales EMG, sus principales problemas están en:

- Los valores de amplitud y frecuencia de las mismas.
- Dichas amplitudes son pequeñas y a menudo se encuentran contaminadas de ruido que incluso puede ser superior al valor de la propia señal.

Las fuentes de interferencia en la captación de señales EMG con electrodos de superficie se pueden clasificar en los siguientes:

- Capacitivas.
- Inductivas.
- Originadas por la interfaz electrodo-electrolito-piel.
- Debidas a otros potenciales bioeléctricos.
- Debidas a otros sistemas fisiológicos.
- Debidas a cargas electrostáticas.
- Debidas a señales electromagnéticas (radiación).

Figura No.32. Fuentes de interferencia durante la captación de señales EMG con electrodos de superficie



(Barea Navarro)

Debido a las características diferentes características de materiales, configuraciones e interferencias que puede presentar un electrodo de superficie, se han investigado ciertas recomendaciones que ha hecho la SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assesment of Muscles) cuando se escoge un electrodo de superficie (del tipo bipolar, ya que presenta rechazo a interferencias electromagnéticas) para la medición de biopotenciales:

- **Forma del electrodo:** Se define como la forma del área de conducción del electrodo. Generalmente vienen en formas circulares, rectangulares o incluso en un arreglo de barras. Al utilizar electrodos de superficie, lo ideal es que los dos

electrodos tengan la misma forma, para que la impedancia de entrada sea el mismo en los dos. A pesar de todo, la SENIAM no ha encontrado un criterio objetivo y claro para la recomendación de una forma ideal de un electrodo de superficie en configuración bipolar.

- **Tamaño del electrodo:** Se define como el tamaño de la superficie del área de conducción del electrodo. La SENIAM recomienda que el tamaño de los electrodos posea un máximo de 10mm. Para la configuración bipolar, el tamaño de los electrodos debe ser suficientemente grande para cubrir el área del músculo de interés pero suficientemente pequeños para evitar el fenómeno de "Cross-Talk" con otros músculos.
- **Distancia entre electrodos:** Se define como la distancia que existe entre los centros de las áreas conductoras de los electrodos. La influencia que existe entre esta distancia, el área de captación de las señales EMG y el fenómeno de "Cross-Talk" es un tema de bastante interés en el área de la Electromiografía de Superficie. La SENIAM recomienda una distancia entre electrodos de 20mm. También se recomienda que cuando se usen electrodos en configuración bipolar aplicados a un músculo relativamente pequeño, la distancia entre electrodos no debe exceder $\frac{1}{4}$ del largo de la fibra muscular.
- **Material del electrodo:** En este rubro, la SENIAM recomienda el uso de electrodos Ag/AgCl (Plata-Cloruro de Plata) con gel electrolítico. Se enfatiza que el material del electrodo que hace contacto con la piel necesita realizar un buen contacto electrodo-piel, una baja impedancia electrodo-piel y un comportamiento estable en el tiempo (con respecto a la impedancia y las reacciones químicas que suceden en la interfaz electrodo-electrolito).

La SENIAM también ha resaltado el uso de otros materiales utilizados en los electrodos como lo son AgCl (Cloruro de Plata), Ag (Plata) y Au (Oro). Se recomienda que estos materiales, al igual que con el Ag/AgCl, se combinen con geles electrolíticos que reducen la impedancia en la interfaz electrodo-electrolito. En cuanto a que si los electrodos son reutilizables o desechables, la SENIAM dice

que estos brindan un rendimiento similar, pero que los electrodos reutilizables incrementan el riesgo de mediciones impropias e incoherentes con el cambio de la impedancia.

- **Construcción del electrodo:** Se define como la construcción mecánica que es usada para construir al electrodo, los cables, y si es el caso de un electrodo seco, también al preamplificador. La SENIAM recomienda la construcción de los electrodos con una distancia entre electrodos fija y que sea construido de un material de bajo peso.

También se hace énfasis a que el posicionamiento de los cables debe ser lo más fijo posible (utilizando cinta o bandas elásticas) para no modificar la distancia entre electrodos y que esto no modifique y altere las lecturas de biopotenciales.

La forma de la visualización de una señal EMG es totalmente dependiente en donde se encuentra posicionado el electrodo en el músculo de interés. Como lo anterior es cierto, entonces cuando se hagan mediciones de señales EMG es importante ser consistentes en la colocación de los electrodos cuando se hacen sesiones de mediciones de señales EMG en uno o varios pacientes. La SENIAM, a través de su página web, provee una guía sobre la colocación de electrodos de superficie 27 áreas musculares del cuerpo.

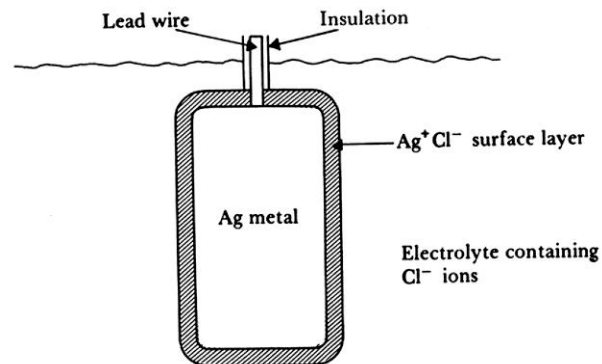
El objetivo primordial al colocar un electrodo de superficie es alcanzar un lugar donde una señal EMG buena y estable pueda ser captada. Existen dos estrategias generales para la colocación de los electrodos de superficie (en configuración bipolar):

- **Longitudinal:** La recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.
- **Transversal:** La recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.

6. Electrodo de Plata/Cloruro de Plata (Ag/AgCl). Debido a que los electrodos de Ag/AgCl (Plata-Cloruro de Plata) son los más recomendados por la SENIAM para la Electromiografía de Superficie, se decidió investigar más sobre este tipo de electrodos. Una de las razones que se encontró de el por qué estos electrodos eran de los más populares, es que ofrecen un potencial de media celda (aprox. 220mV) y son fácilmente manufacturables.

Al ser electrodos no polarizables, estos permiten que la corriente pase a través de la interfaz electrodo-electrolito, que es un factor importante al captar señales EMG lo más genuinas posible. La capa de AgCl (Cloruro de Plata) reduce la impedancia del electrodo, y la impedancia electrodo-piel a 10Hz, con la piel previamente acondicionada, es típicamente de 5k Ω .

Figura No.33. Electrodo superficial de Ag/Ag-Cl (Plata-Cloruro de Plata)



(Bronzino, 1999)

Como se había mencionado, el electrodo de Ag/AgCl (Plata-Cloruro de Plata) se acerca a las características de un electrodo perfectamente no polarizable y su conducta está dada por dos reacciones químicas:

- Oxidación de los átomos de plata en la superficie del electrodo para formar Ag⁺.
- Combinación de los iones de Cl⁻ con los de Ag⁺ para formar el compuesto AgCl.

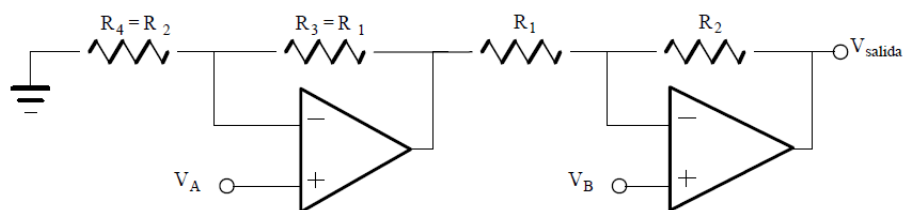
7. **El amplificador de instrumentación.** El cuerpo humano por naturaleza genera señales eléctricas (generalmente llamadas bioeléctricas) y estas son un reflejo del estado en el que se encuentra un individuo, por lo que es de gran importancia poderlas capturar y visualizar para evaluar el funcionamiento de algún músculo, órgano o sistema del cuerpo humano.

El amplificador de instrumentación es uno de los amplificadores más precisos, útiles y versátiles. Como concepto, son amplificadores diferenciales con ganancia variable y un CMRR (Relación de Rechazo de Modo Común) alto. La sensibilidad de este circuito permite la captura de señales eléctricas en el orden de los milivoltios. Es comúnmente utilizado para tomar mediciones en ambientes ruidosos donde la señal de interés es muy difícil de registrar, por lo que se considera ideal para amplificar señales provenientes de transductores (electrodos, galgas extensiométricas, RTD, etc.)

El diseño básico de un amplificador de instrumentación puede ser:

- **Dos etapas de amplificadores operacionales:** En este diseño se utilizan dos amplificadores operacionales y cuatro resistencias. El circuito electrónico es el siguiente:

Figura No.34. Amplificador de instrumentación con dos AO



(Alvarez Osorio, 2007)

El voltaje de salida V_o de esta configuración está dado por:

$$V_o = V_B \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) - V_A \left(1 + \frac{R_3}{R_4} \right)$$

Si $R_3=R_1$ y $R_4=R_2$:

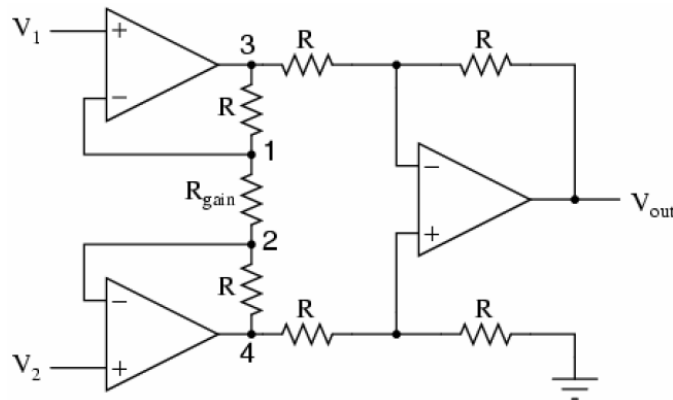
$$V_o = (V_B - V_A) \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$

Donde la ganancia está dada por:

$$A_v = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

- **Tres etapas de amplificadores operacionales:** En este diseño se utilizan tres amplificadores operacionales y siete resistencias. El circuito electrónico es el siguiente:

Figura No.35. Amplificador de instrumentación con tres AO



(Alvarez Osorio, 2007)

El voltaje de salida V_o de esta configuración está dado por:

$$V_o = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right)$$

Para lograr este voltaje de salida y evitar la generación de voltajes de offset, todas las resistencias deben ser de igual valor.

Donde la ganancia está dada por:

$$A_v = 1 + \frac{2R}{R_{gain}}$$

La ventaja de esta configuración radica en el uso de dos seguidores de voltaje (AO's a la derecha) para incrementar la impedancia de entrada al circuito y por último la etapa diferencial (AO a la izquierda) que toma los dos voltajes de salida de los seguidores, los resta y amplifica su diferencia.

Algunas veces se prefiere usar estas configuraciones con amplificadores operacionales IC que con amplificadores de instrumentación IC, ya que se pueden escoger amplificadores operacionales de muy buen nivel y ajustar los valores de las resistencias para maximizar el CMRR. Esto también a veces puede resultar difícil de lograr debido a que se deben utilizar valores iguales de resistencias con tolerancias pequeñas, potenciómetros de precisión o en el mejor de los casos se puede utilizar potenciómetros digitales.

Como se había mencionado en el informe anterior, las propiedades ideales de un preamplificador son las siguientes:

- Alto rechazo de modo común.
- Alta impedancia de entrada.
- Fuerte supresión a la señal DC de offset.

En el mercado, existen varios modelos de amplificadores de instrumentación que presentan características similares a las anteriormente descritas al utilizar amplificadores de instrumentación en etapas de preamplificación de una señal bioeléctrica. Para los sistemas electrónicos que registran señales bioeléctricas, se requiere que los amplificadores de instrumentación cumplan con las siguientes características:

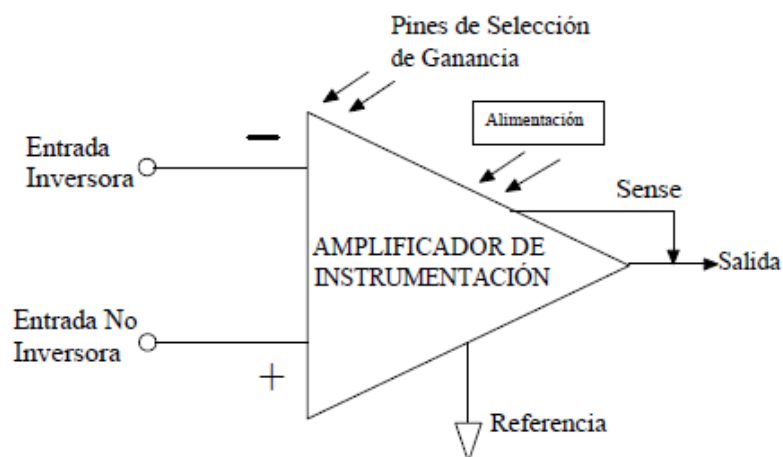
- Amplificación diferencial con una ganancia diferencial precisa y estable (generalmente en el rango de 1 a 1000).
- Ganancia diferencial controlada mediante un único elemento analógico o digital para facilitar su ajuste.
- Ganancia en modo común debe ser baja con respecto a la ganancia diferencial, esto es, que presente un CMRR muy alto en todo el rango frecuencial que opera.
- Impedancia de entrada muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- Bajo nivel de las señales DC de offset.

- Anchura de banda ajustada a la que se necesita para el diseño.
- Factor de ruido muy cercano a la unidad.

Un amplificador de instrumentación IC es un bloque de ganancia en lazo cerrado con una entrada diferencial y una salida con respecto a una referencia. La ganancia del amplificador de instrumentación IC se programa a través de una sola resistencia que puede ser externa o interna. El diseñador, que es la empresa fabricante, provee una ecuación en la hoja de especificaciones de cada uno de estos circuitos integrados para calcular los valores de resistencia para una ganancia deseada.

Estos dispositivos poseen un gran rechazo al modo común con la ventaja de que el CMRR se incrementa directamente proporcional a la ganancia. Posee una alta impedancia de entrada y bajas variaciones con la temperatura. Este amplificador está provisto de una entrada *Reference* que elimina los problemas de aterrizaje que tienen los amplificadores operacionales convencionales, una entrada *Sense* que es muy útil cuando hay cargas grandes que requieren de una corriente alta. El amplificador de instrumentación IC posee las mismas especificaciones del amplificador operacional IC más la ecuación de la ganancia y el error en la ecuación de la ganancia.

Figura No.36. Diagrama esquemático de un amplificador de instrumentación IC



(Alvarez Osorio, 2007)

8. Filtrado analógico. El concepto del filtrado, hablando en el contexto de un filtro electrónico, se refiere a dejar pasar señales eléctricas de una cierta frecuencia o rangos de frecuencias y prevenir el paso de señales eléctricas de una cierta frecuencia o rangos de frecuencias. Específicamente, el filtrado analógico se refiere al filtrado de señales analógicas o señales continuas en el tiempo y en amplitud.

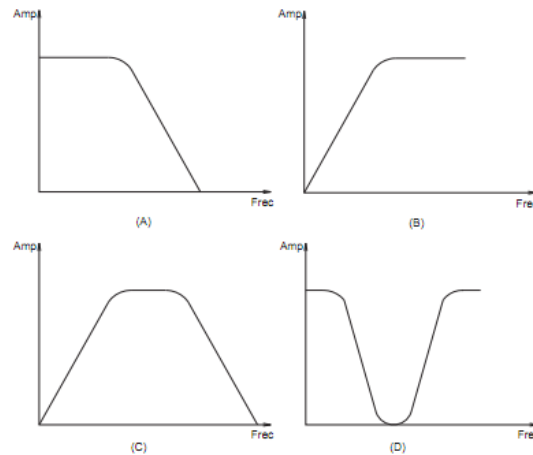
Los filtros analógicos se pueden clasificar de diferentes formas:

- **Por su ganancia**
 - **Pasivos:** Filtros analógicos conformados por elementos pasivos (resistencias, capacitores e inductores). Atenúan la señal eléctrica en mayor o menor grado.
 - **Activos:** Filtros analógicos conformados por elementos pasivos y activos (transistores, amplificadores operacionales, etc.). Presentan una ganancia específica en toda o una parte de la señal eléctrica.

- **Por su respuesta en frecuencia**
 - **Filtros pasa bajas (*low-pass filter*):** Permiten el paso de frecuencias bajas y atenúan las frecuencias altas a partir de una frecuencia de corte determinada.
 - **Filtros pasa altas (*high-pass filter*):** Permiten el paso de frecuencias altas y atenúan las frecuencias bajas a partir de una frecuencia de corte determinada.
 - **Filtros pasa banda (*band-pass filter*):** Permiten el paso de una frecuencia o un determinado rango de frecuencias y atenúan las frecuencias que se encuentran fuera de la frecuencia de corte inferior y la frecuencia de corte superior.
 - **Filtros rechaza banda (*notch filter*):** Permiten el paso de un determinado rango de frecuencias y atenúan las frecuencias que se encuentran dentro de la frecuencia de corte inferior y la frecuencia de corte superior.

A continuación se muestra una imagen con las diferentes respuestas en frecuencia que pueden poseer los filtros:

Figura No.37. Respuesta en frecuencia de los diferentes filtros: (A) pasa bajas, (B) pasa altas, (C) pasa banda y (D) rechaza banda



(Salesiana, 2004)

- **Por su método de diseño**

- **Bessel:** Son filtros que únicamente contienen polos en su función de transferencia. Diseñados para tener una fase lineal en toda la banda de paso, por lo que no distorsionan las señales eléctricas. Poseen una transición lenta a partir de la banda de transición hasta llegar a la banda de atenuación.

Figura No.38. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Bessel

$$H(s) = \frac{1}{\sum_{k=0}^N a_k \cdot s^k}$$

(Reyes, 2009)

- **Butterworth:** Son filtros que únicamente contienen polos en su función de transferencia. Diseñados para que la atenuación en la mayor parte de la banda de paso sea cero, es decir, que sea máximamente plana con mínimas ondulaciones hasta llegar a la frecuencia de corte. Disminuyen a razón de $20 \cdot N$ dB por década (K siendo el orden del filtro).

Figura No.39. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Butterworth

$$|H(j\omega)| = \frac{K_{PB}}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}}$$

(Reyes, 2009)

- **Chebyshev:** Se pueden dividir en Chebyshev I (únicamente contienen polos) y Chebyshev II (contienen polos y ceros). Los filtros Chebyshev presentan un rizado constante en la banda de paso y presentan una caída pronunciada a partir de la banda de transición hasta llegar a la banda de atenuación.

Figura No.40. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Chebyshev

$$|H(j\omega)| = \frac{K_{PB}}{\sqrt{1 + E^2 C_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}}$$

(Reyes, 2009)

- **Cauer (Elíptico):** Son filtros que contienen polos y ceros. Diseñados para estrechar la banda de transición entre la banda de paso y la banda de atenuación. Presentan una fase no lineal, atenuación plana y rizado constante en su banda de paso y una caída pronunciada a partir de la banda de transición hasta llegar a la banda de atenuación.

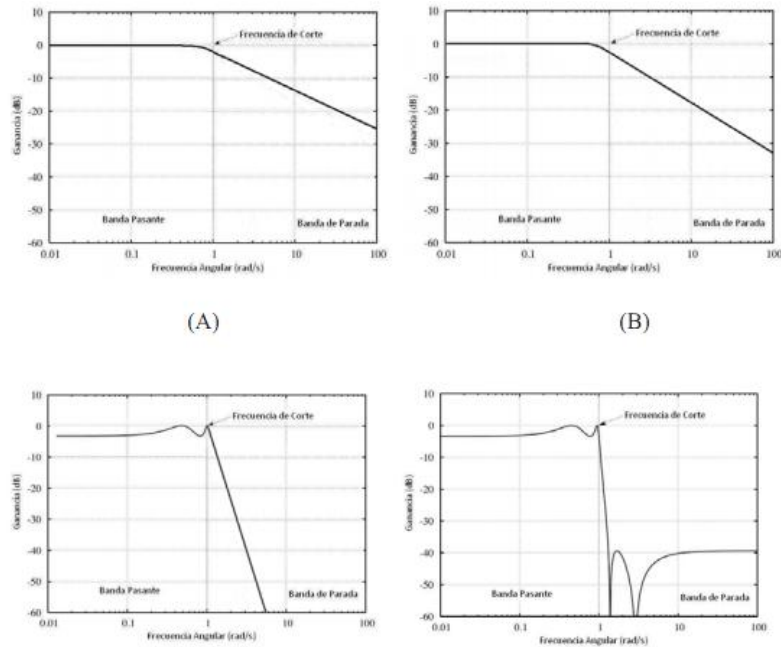
Figura No.41. Magnitud de la función de transferencia de un filtro Cauer (Elíptico) pasa baja

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \epsilon^2 R_n^2(\xi, \omega/\omega_0)}}$$

(Reyes, 2009)

A continuación se muestra una imagen con los diferentes métodos de diseño que pueden poseer los filtros:

Figura No.42. Métodos de diseño de los diferentes filtros: (A) Bessel, (B) Butterworth, (C) Chebyshev y (D) Cauer (Elíptico)



(Salesiana, 2004)

En el filtrado analógico, aparte de definir una función de transferencia dada por el método de diseño del filtro, es importante definir una topología adecuada para el filtro, es decir, la manera en que los componentes electrónicos son conectados para obtener la forma de la función de transferencia deseada, Los filtros electrónicos en general se clasifican mayormente por su función de transferencia que por su topología.

Las topologías de los filtros electrónicos se clasifican dependiendo si el filtro electrónico es pasivo o activo, dando lugar a las topologías pasivas y activas.

Mencionando las topologías pasivas más importantes:

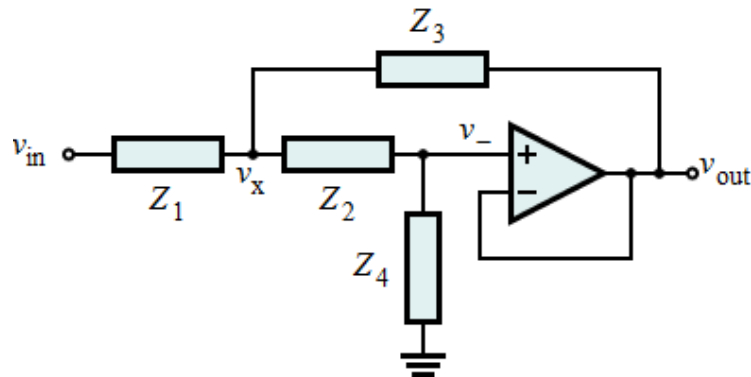
- Ladder
- Bridged-T
- Lattice

Mencionando las topologías activas más importantes:

- Multiple feedback
- Biquad
- Sallen-Key

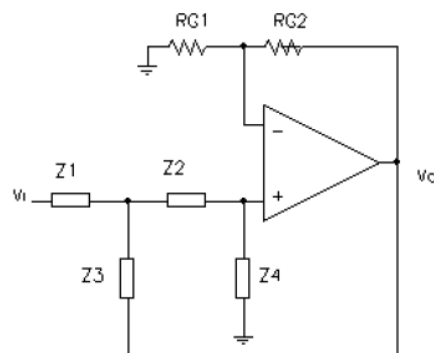
Entre las topologías activas cabe destacar a la topología Sallen-Key debido a su diseño simple al utilizar un número reducido de componentes (4 impedancias y un amplificador operacional) y permitir la implementación de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel con la misma configuración para diferentes respuestas en frecuencia. Son filtros activos de segundo orden. Para la obtención de filtros de órdenes mayores, se pueden conectar filtros con topologías Sallen-Key en cascada.

Figura No.43. Topología general Sallen-Key con ganancia unitaria



(Wikipedia, Sallen Key Generic Circuit, 2009)

Figura No.44. Topología general Sallen-Key con ganancia variable



(Escudero, Parada, & Simón, 2011)

9. Filtrado digital. El concepto de filtrado digital se refiere al filtrado de señales digitales o señales continuas en el tiempo y discretas en amplitud. También se puede hacer referencia a cualquier procesamiento que se haga con una señal digital. Básicamente, un filtro digital consiste en la implementación en hardware o software de una ecuación de diferencias.

Las ecuaciones de diferencias son expresiones que sirven para representar la relación entre la entrada y la salida de cualquier sistema LTI, es decir, cualquier filtro digital. Muestran la relación entre valores consecutivos de una secuencia y la diferencia entre ellos. Usualmente son escritas de manera que la salida del sistema se pueda calcular de los valores de una señal de entrada al sistema y sus valores anteriores.

Figura No.45. Ecuación general para una ecuación de diferencias

$$\sum_{k=0}^N a_k y[n - k] = \sum_{k=0}^M b_k x[n - k]$$

Figura No.46. Ecuación general para una ecuación de diferencias como una salida recurrente

$$y[n] = - \sum_{k=1}^N a_k y[n - k] + \sum_{k=0}^M b_k x[n - k]$$

El uso de filtros digitales tiene varias ventajas fundamentales con respecto a los filtros analógicos:

- El envejecimiento de los componentes y las derivas térmicas no afectan al resultado del proceso.
- Todos los componentes fabricados se comportan de forma idéntica, debido a que las tolerancias de los componentes no influye en el procesamiento.
- Se puede reconfigurar un dispositivo DSP modificando valores de los coeficientes o la estructura en la ecuación de diferencias implementada.
- El procesamiento analógico de señales de muy baja frecuencia se dificulta debido

al requerimiento de capacitores de gran capacidad y baja corriente de fuga. En el procesamiento digital de señales no existen limitaciones (se pueden procesar señales con períodos de horas e incluso años).

- Poseen una alta inmunidad al ruido.
- Bajo costo.
- La capacidad de realizar tareas y cálculos muy complejos los hace altamente precisos (solamente limitados por los errores de redondeo de la aritmética empleada).

El uso de filtros digitales tiene algunas desventajas fundamentales con respecto a los filtros analógicos:

- Mayor limitación en frecuencias altas, debido a que se necesitan dispositivos ADC que tomen muestras a una tasa varias veces mayor que la mayor frecuencia presente en la señal analógica y el uso de dispositivos DSP capaces de efectuar muchas operaciones por cada muestra recibida.
- El diseño es generalmente más complejo, ya que incluye aspectos de hardware y de software.

Un filtro digital se puede escoger por encima del uso de un filtro analógico si se toman en cuenta los siguientes parámetros:

- Uso de altas frecuencias de operación. Esto es verdadero siempre y cuando se satisfaga el Teorema de Nyquist y permita la operación correcta del sistema.
- Elevada precisión. Los sistemas de procesamiento digitales tienen una mayor exactitud con respecto a los sistemas implementados que involucran procesamiento analógico.
- Acoplamiento de múltiples sistemas. Los estándares de productos digitales tienden a tener una mejor respuesta de operación en conjunto con otros productos digitales de su misma especie que los sistemas analógicos.
- Necesidad de expansión de un sistema de procesamiento digital.

El proceso de diseño de cualquier filtro digital requiere de los siguientes pasos:

- Establecer especificaciones del filtro: ancho de banda, atenuaciones, ganancias, etc.
- Determinar la función de transferencia que cumpla las especificaciones del filtro deseado.
- Elaboración de un diagrama de bloques con las operaciones a realizar y especificar en hardware los elementos del circuito y sus interconexiones.

En el mundo del filtrado digital existen dos categorías fundamentales de filtros digitales:

- Filtros de Respuesta al Impulso Finita (FIR).
- Filtros de Respuesta al Impulso Infinita (IIR).

10. Filtros FIR. Son un tipo de filtros digitales en los que si la entrada es una señal impulso (Delta de Dirac), la salida tendrá un número finito de términos no nulos. En este tipo de filtrado no existe realimentación, es decir, no es recursivo. La salida del filtro FIR, implementada con una ecuación de diferencias, solo depende de entradas actuales y entrada anteriores.

Este tipo de filtrado se puede describir matemáticamente como un sistema LTI que modifica el comportamiento frecuencial de la señal de entrada, en el cual la señal de salida se define como la convolución entre la señal de entrada y la respuesta al impulso del filtro:

Figura No.47. Salida de un filtro FIR como la convolución de la señal entrada $x[n]$ y la respuesta al impulso del filtro $h[n]$

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]x[n - k]$$

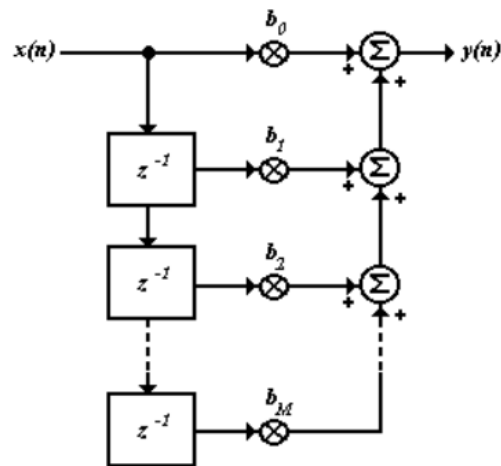
Figura No.48. Salida de un filtro FIR como una ecuación de diferencias con coeficientes $b[k]$ multiplicando a la señal de entrada $x[n]$

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b[k]x[n-k]$$

Algunas ventajas de los filtros FIR:

- Los filtros FIR pueden ser diseñados para tener una fase lineal.
- Siempre son estables debido a que son hechos únicamente con ceros en el plano complejo, es decir, sus polos están en $z=0$.
- Los errores de desbordamiento (overflow) no son problemáticos debido a que la suma de productos en un filtro FIR es desempeñada con un número finito de datos.
- Son de fácil comprensión e implementación.

Figura No.49. Estructura para la implementación de un filtro FIR



(Intelligent Autonomous Systems, 2009)

Existen tres métodos para el diseño de los filtros FIR:

- **Método de las ventanas**
 - Ventana Rectangular
 - Ventana de Barlett
 - Ventana de Hanning

- Ventana de Hamming
- Ventana de Blackman
- Ventana de Kaiser
- **Muestreo en frecuencia**
- **Rizado constante**
 - Aproximación de Chebyshev
 - Algoritmo de intercambio de Remez

11. Filtros IIR. Son un tipo de filtros digitales en los que si la entrada es una señal impulso (Delta de Dirac), la salida tendrá un número infinito de términos no nulos. En este tipo de filtrado sí existe realimentación, es decir, es recursivo. La salida del filtro IIR, implementada con una ecuación de diferencias, depende de entradas actuales y entrada anteriores y, además de valores de salida anteriores que son almacenados en memoria y realimentados a la entrada.

Este tipo de filtrado se puede describir matemáticamente como un sistema LTI que modifica el comportamiento frecuencial de la señal de entrada, en el cual la señal de salida se define como la convolución entre la señal de entrada y la respuesta al impulso del filtro menos la convolución entre la señal de salida anterior y la respuesta al impulso del filtro:

Figura No.50. Salida de un filtro IIR como la convolución de la señal entrada $x[n]$ y la respuesta al impulso del filtro $h[n]$ menos la convolución de la señal de salida anterior $y[n]$ y la respuesta al impulso del filtro $h[n]$

$$y[n] = \sum_{k=0}^N h[k]x[n-k] - \sum_{k=1}^M h[k]y[n-k]$$

Figura No.51. Salida de un filtro IIR como una ecuación de diferencias con coeficientes $b[k]$ multiplicando a la señal de entrada $x[n]$ menos los coeficientes $a[k]$ multiplicando a la señal de salida anterior $y[n]$

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b[k]x[n-k] - \sum_{k=1}^M a[k]y[n-k]$$

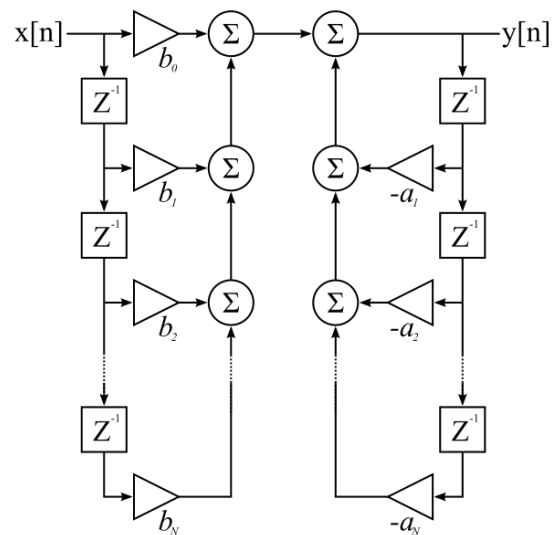
Algunas ventajas de los filtros IIR:

- Los filtros IIR pueden ser diseñados conseguir una misma respuesta en frecuencia empleando un número de coeficientes en el filtro mucho menor que un filtro FIR.
- Requieren un menor tiempo de cálculo para obtener la salida del filtro.

Algunas desventajas de los filtros IIR:

- No pueden ser diseñados para tener fase lineal, pero se puede aproximar dicha fase lineal en un rango de frecuencias específicas del filtro.
- Los ceros que componen el denominador de la función de transferencia del filtro IIR, son los causantes de las posibles inestabilidades que puedan comprometer la estabilidad y causalidad del sistema.
- Requieren una mayor comprensión para su diseño e implementación.

Figura No.52. Estructura para la implementación de un filtro IIR



(Intelligent Autonomous Systems, 2009)

Existen dos métodos para el diseño de los filtros IIR:

a. Indirecto. Se basa en aplicar a filtros analógicos diseñados previamente, transformaciones que los conviertan en digitales con las mismas características. Hay tres métodos fundamentales:

- Diseño por impulso invariante.
- Diseño por analogía o aproximación de derivadas.
- Diseño por transformación bilineal.

b. Directo. Se propone el diseño de filtros digitales imponiendo una serie de condiciones a la respuesta para determinar los coeficientes. Hay dos métodos fundamentales:

- Diseño por la aproximación de Padé.
- Diseño por aproximación de mínimos cuadrados.

12. Diseño de filtros IIR utilizando la transformación bilineal. Para la aplicación de este método de diseño, se tienen que seguir los siguientes pasos:

1. Pre-deformar (pre-warping) las especificaciones en frecuencia del filtro digital utilizando la siguiente expresión:

$$\Omega = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega}{2}\right)$$

2. Determinar un prototipo de filtro analógico adecuado del tipo pasabajas (características Butterworth, Chebyshev, Elíptico, etc.)
3. Transformar el prototipo de filtro analógico para crear un filtro pasabajas, pasaltas, pasabanda o eliminabanda utilizando las frecuencias analógicas obtenidas en el pre-warping.
4. Convertir el prototipo analógico resultante en un filtro equivalente en el tiempo discreto utilizando la transformación bilineal:

$$s = \frac{2}{T} \left(\frac{z-1}{z+1} \right)$$

13. Extracción de características. Los sistemas electrónicos que hacen uso de señales EMG, en este caso superficiales, parten del hecho que el valor instantáneo de dichas señales EMG no contienen información. Según los modelos de estudio aceptados para el análisis de dichas señales, estas son estocásticas, es decir, son señales totalmente aleatorias. Para dichos fenómenos estocásticos, su explicación solo puede darse en función de probabilidades y extracción de características.

El hecho de que exista la naturaleza estocástica no estacionaria de las señales EMG, justificó la investigación y aplicación de nuevas técnicas de análisis de señales. Para que un sistema que utiliza señales estocásticas pueda hacer uso de ellas con éxito para un sinnúmero de propósitos, es necesaria una correcta aplicación de la etapa de procesamiento y las técnicas utilizadas. Esta etapa consiste en extraer la información más relevante, necesaria y suficiente para discriminar (con el mínimo error) los diferentes movimientos necesarios para que otros sistemas conectados al sistema DSP puedan funcionar correctamente.

- **Análisis temporal:** Dentro de este tipo de análisis no se requiere transformar la señal a otro dominio (por ejemplo al dominio frecuencial), por lo que se destaca por su sencillez y facilidad de evaluación. Las características de la señal son extraídas de cada segmento de tiempo para la creación de un conjunto de características que representan a un patrón de la señal EMG. Algunas de las técnicas más utilizadas son las siguientes:
 1. **Valor medio absoluto:** Estima el valor medio absoluto \bar{X}_i sobre cada segmento i de N muestras de la señal, mediante la expresión:

$$\bar{X}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|, i = 1, 2, \dots, I$$

Donde x_k es la $k^{\text{ésima}}$ muestra en el segmento i , e I es el número total de segmentos.

- 2. Valor medio absoluto de pendientes:** Se obtiene la diferencia entre sumas de segmentos adyacentes, i e $i + 1$, definido por:

$$\Delta \bar{X}_i = \bar{X}_{i+1} - \bar{X}_i, i = 1, 2, \dots, I - 1$$

- 3. Cruces por cero:** Es una forma simple para la medición de la frecuencia de una señal. Se determina contando el número de veces que la señal cruza por cero. El contador de cruces por cero se incrementa según la comparación entre dos muestras consecutivas x_k y x_{k+1} de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} &x_k > 0 \\ &yx_{k+1} < 0 \\ &0 \\ &x_{k+1} > 0 \\ &yx_k < 0 \end{aligned}$$

El umbral para reducir el número de cruces de cero por ruido:

$$|x_k - x_{k+1}| \geq 0.01V$$

- 4. Cambios de signo de pendiente:** Es una forma simple para medir el contenido de frecuencia en la señal mediante el conteo del número de veces que la pendiente de la forma de onda de la señal cambia de signo. El contador de cambios de signo se incrementa según la comparación entre dos muestras consecutivas x_k y x_{k+1} y dos muestras consecutivas x_{k-1} y x_k de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} &x_k > x_{k-1} \\ &yx_k > x_{k+1} \\ &0 \\ &x_k < x_{k-1} \\ &yx_k < x_{k+1} \end{aligned}$$

El umbral para reducir el número de cruces de cero por ruido:

$$|x_k - x_{k+1}| \geq 0.01V$$

$$|x_k - x_{k-1}| \geq 0.01V$$

- 5. Longitud de la forma de onda:** Provee información sobre la complejidad de la forma de onda en cada segmento. Está dada por la siguiente expresión:

$$I_o = \sum_{k=1}^N |\Delta x_k|$$

Donde $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$ es la diferencia entre dos muestras consecutivas. El valor resultante de este análisis se puede interpretar como una medida de la amplitud de la forma de onda, su frecuencia y duración en un solo parámetro.

- **Análisis espectral:** Dentro de este tipo de análisis se requiere transformar la señal al dominio frecuencial. Al combinarse en conjunto con el dominio temporal, se logra una descripción más completa de la señal bioeléctrica analizada. La transformación de la señal implica un costo computacional adicional y un espacio de características de mayor dimensión. Algunas de las transformadas más utilizadas son las siguientes:

- Transformada de Fourier STFT (Short Time Fourier Transform)
- Transformada Wavelet Continua (CWT)
- Transformada Wavelet Discreta (DWT)
- Transformada de paquetes Wavelet (WPT)

Estas transformadas pueden ser utilizadas en dos técnicas para el análisis espectral:

- 1. Periodograma:** Una forma de estimar la densidad del espectro de potencia (PSD) de una señal es simplemente encontrar la transformada discreta de Fourier (usualmente hecha con FFT) y tomar la magnitud al cuadrado del resultado. Este estimado es llamado periodograma.

El periodograma estimado del PSD de una señal x de longitud N es:

$$P(k) = \frac{|X(k)|^2}{N}, k = 1, \dots, N$$

Donde $X(k)$ son los coeficientes de la FFT.

A partir de este cálculo se pueden extraer tres características:

- Potencia promedio.
- Potencia máxima.
- Frecuencia de la máxima potencia.

- 2. Espectrograma:** Calcula la transformada de Fourier dependiente del tiempo para una señal, usando una ventana deslizante. Esta forma de transformada de Fourier, también se conoce como (STFT). El espectrograma es la magnitud de esta función.

$$S(k) = |X(k, \omega)|^2, k = 1, \dots, N$$

A partir de este cálculo se pueden extraer dos características:

- Energía media.
- Energía máxima.

D. Delimitación e impacto del módulo

El desarrollo del Módulo de señal electromiográfica comprende la captura y la adecuación de las señales electromiográficas de interés haciendo uso de electrodos de superficie y un circuito electrónico. Lo anterior toma en cuenta que es de suma importancia identificar una buena colocación de los electrodos a utilizar en músculos del triángulo anterior del cuello relacionados con la producción del habla y construir un circuito electrónico capaz de eliminar la mayor cantidad de ruido eléctrico, utilizando el diseño de filtros analógicos y filtros digitales, que pueda afectar el reconocimiento de patrones de las señales electromiográficas capturadas.

Se utilizó el habla subvocal o silenciosa para producir las señales electromiográficas que son producto de la gesticulación (movimiento de músculos utilizados al hablar sin producir sonido) de una lista de comandos predefinidos. Debido a que la señal electromiográfica debe de ser analizada en una computadora, el circuito electrónico normaliza y digitaliza dicha señal para que pueda ser utilizada en el siguiente módulo que involucra la detección y procesamiento de las muestras que identifican los comandos utilizando una rama de la inteligencia artificial conocida como redes neuronales.

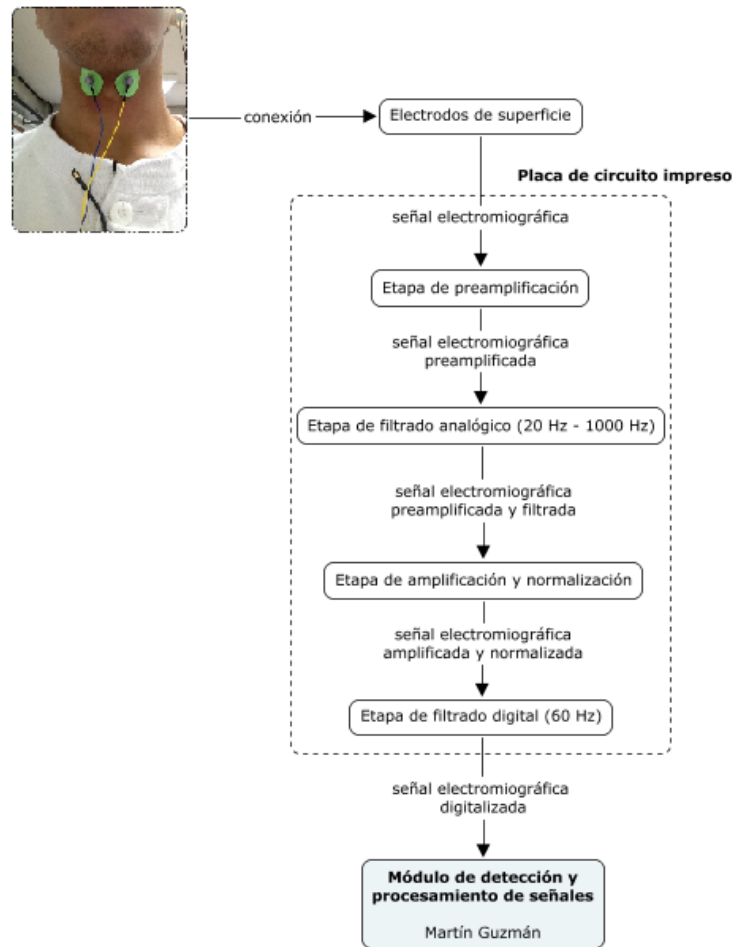
Un aspecto que merece ser reconocido en este tipo de proyectos es el uso de métodos no convencionales relacionados con el reconocimiento de señales bioeléctricas para llevar a cabo el control de ciertas herramientas o artefactos tecnológicos, en este caso, en el uso de una silla de ruedas con mejoras adicionales. Lo anterior brinda diferentes posibilidades con miras a incentivar el desarrollo de este tipo de tecnología en Guatemala, lo cual resulta bastante atractivo y actual en un mundo que necesita de soluciones creativas e innovadoras para problemas comunes.

Es importante que en Guatemala se estén desarrollando proyectos de este tipo, dedicados principalmente a personas discapacitadas que necesitan de apoyo especial constantemente debido a que sus discapacidades los hacen dependientes de otras personas en mayor o menor grado, como es el caso para las personas que sufren paraplejía, cuadriplejía, etc.

E. Metodología del módulo

A continuación se presenta la metodología utilizada para el desarrollo del presente módulo, el cual se dividió en cuatro etapas o submódulos: etapa de preamplificación, etapa de filtrado analógico, etapa de amplificación y normalización y etapa de filtrado digital. Dichas etapas se pueden ver en orden lógico en el siguiente diagrama de bloques:

Figura No.53. Diagrama de bloques del Módulo de señal electromiográfica



Cabe destacar que las etapas se presentan en el mismo orden lógico en el que se muestran en el anterior diagrama de bloques con el fin de hacer referencia al desarrollo completo del módulo tomando en cuenta las señales de entrada y señales de salida de cada etapa. Debido a la naturaleza de las etapas del módulo, algunas se agrupan en un solo subcapítulo para describir detalladamente las diferentes partes que conforman a dichas etapas.

Como se puede observar en el diagrama de bloques del módulo (Figura No.53), primero se captura la señal electromiográfica utilizando electrodos de superficie conectados a músculos del triángulo anterior del cuello y al lóbulo de la oreja izquierda o derecha. Dos electrodos de superficie se utilizan en configuración bipolar y otro para referencia. Como se había mencionado anteriormente, las señales electromiográficas se producen en la gesticulación de comandos por parte del usuario.

Los electrodos de superficie se conectan a la placa de circuito impreso para ingresar a la etapa de preamplificación (Etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización), la cual se encarga de elevar el nivel de la señal electromiográfica capturada para que pueda ser utilizada en la siguiente etapa.

La señal electromiográfica preamplificada entra a una etapa de filtrado analógico (Etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización) con el fin de eliminar las frecuencias que no contienen información relevante para la señal electromiográfica de acuerdo al marco teórico investigado sobre electromiografía de superficie.

Una vez que la señal electromiográfica contiene las componentes frecuenciales de interés, se procede a amplificar y normalizar a la señal electromiográfica mediante una etapa de amplificación y normalización (Etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización).

El proceso de amplificación permite que la señal electromiográfica pueda ser utilizada por el siguiente módulo con el fin de detectar los comandos gesticulados en base al nivel de la señal. El proceso de normalización permite para que la señal electromiográfica se encuentre en un rango de niveles (por ejemplo, 0V a 5V) manejable por un microcontrolador para su conversión de señal analógica a señal digital.

La señal amplificada y normalizada entra a una etapa de filtrado digital (Etapa de filtrado digital) con el fin de eliminar el ruido de la red eléctrica a 60 Hz acoplado a la señal electromiográfica utilizando un filtro digital. Finalmente, las muestras de la señal electromiográfica filtrada son enviadas a una computadora donde se encuentra implementado el Módulo de detección y procesamiento de señales.

F. Etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización

1. Diseño

a. Se estableció que para el análisis de la señal electromiográfica, las frecuencias de interés se encontraban en el rango de 20 Hz – 500 Hz.

b. Se elaboró una detallada investigación de varios modelos de amplificadores de instrumentación que podían usarse en la etapa de preamplificación de la señal electromiográfica.

c. Se elaboró una detallada investigación de varios modelos de amplificadores operacionales que podían usarse en la etapa de filtrado analógico de la señal electromiográfica.

d. Se obtuvo el amplificador de instrumentación AD620 de la compañía Analog Devices.

e. Se obtuvieron 3 varios amplificadores operacionales LF353 y un amplificador operacional LF351 de la compañía National Semiconductor.

f. Se construyó en protoboard el circuito de preamplificación utilizando el AD620 de acuerdo al diagrama que se encuentra en su hoja de datos.

g. Se diseñó un filtro pasa alta con frecuencia de corte de 20 Hz utilizando el software FilterLab de la compañía Microchip.

h. Se construyó en protoboard el circuito del filtro pasa alta utilizando diagrama propuesto por el software FilterLab.

i. Se diseñó un filtro anti-alias con frecuencia de corte de 1000 Hz utilizando el software FilterLab de la compañía Microchip.

j. Se construyó en protoboard el circuito del filtro pasa alta utilizando diagrama propuesto por el software FilterLab.

k. Se construyó en protoboard un circuito amplificador y normalizador de señales con un circuito limitador de voltaje en la salida.

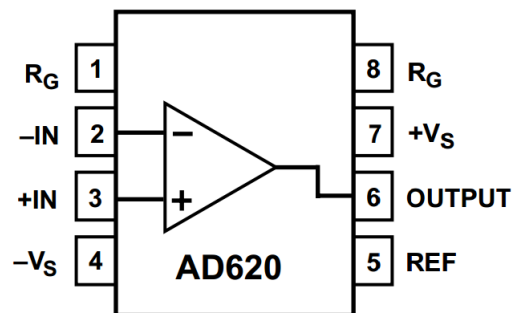
l. Se probó cada etapa construida en *protoboard* por separado utilizando como señal de prueba una señal sinusoidal de un generador de funciones.

m. Se unieron las etapas en cascada y se probó todo el circuito en proboard utilizando como señal de prueba una señal sinusoidal de un generador de funciones.

n. Finalmente, se probó todo el circuito en protoboard utilizando señales electromiográfica proveniente del movimiento de músculos del cuello al gesticular cinco comandos.

2. Resultados. A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del amplificador de instrumentación AD620:

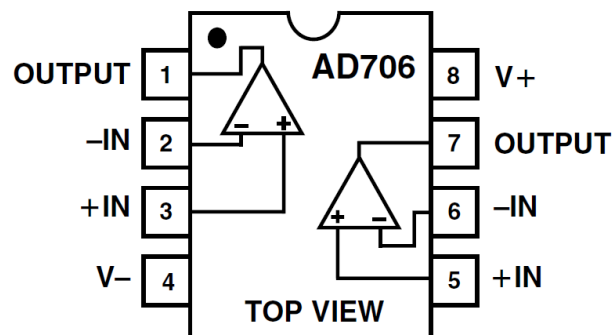
Figura No.54. Diagrama de los pines del amplificador de instrumentación AD620



(Devices, AD620, 2011)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del amplificador operacional AD706:

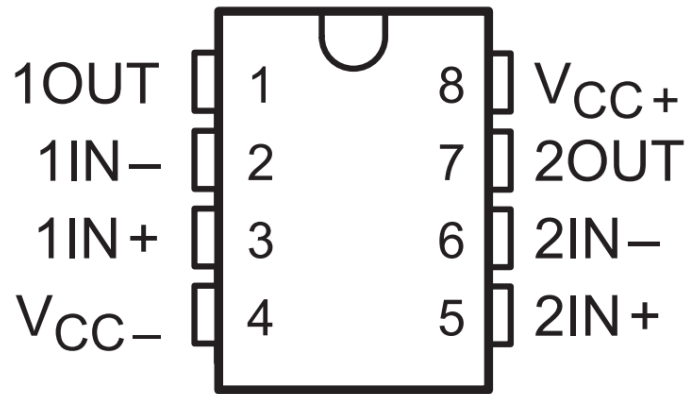
Figura No.55. Diagrama de los pines del amplificador operacional dual AD706



(Devices, AD706, 2011)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del amplificador operacional LF353:

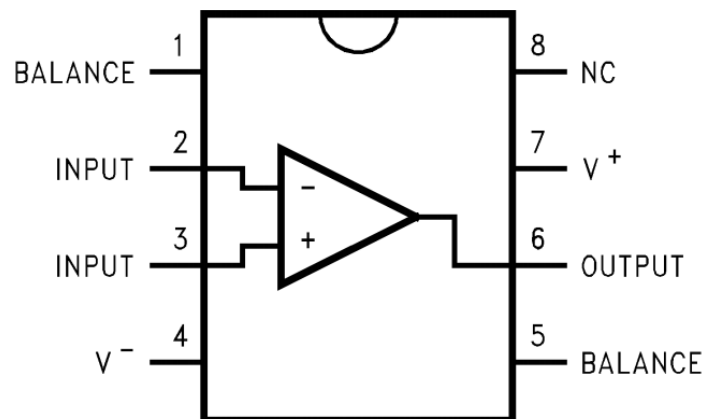
Figura No.56. Diagrama de los pines del amplificador operacional dual LF353



(Instruments, LF353, 2012)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del amplificador operacional LF351:

Figura No.57. Diagrama de los pines del amplificador operacional LF351

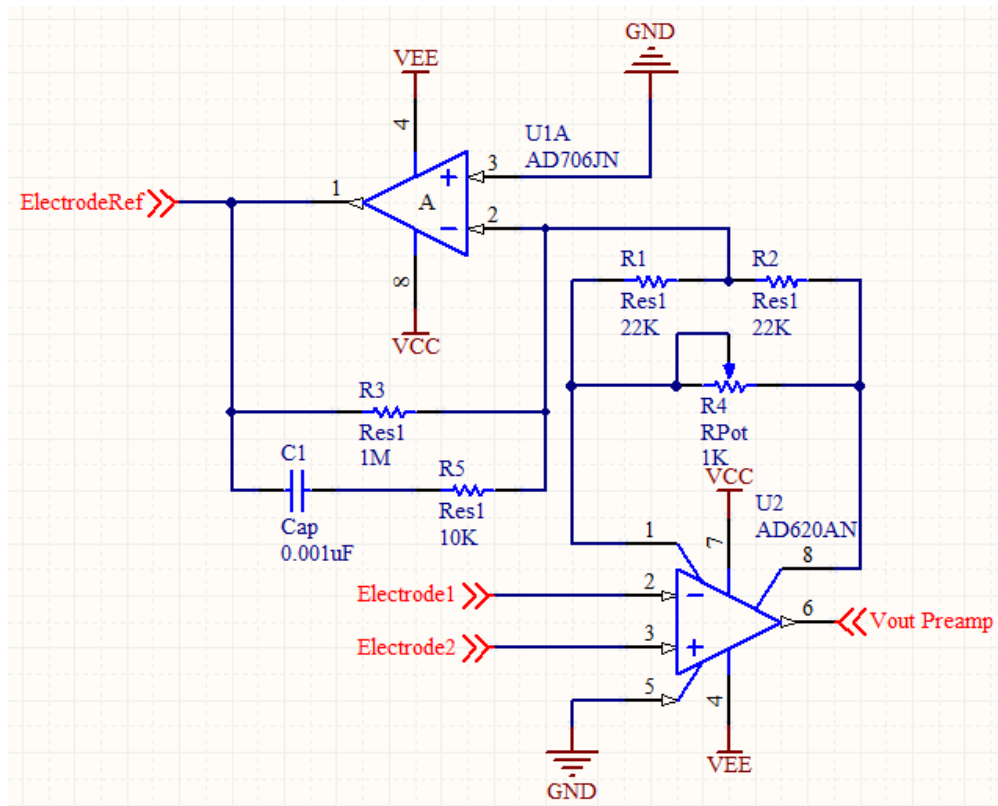


(Instruments, LF351, 2011)

Los diagramas que se muestran utilizan 9V (VCC), -9V (VEE) y 5V (VCC1) como parte de su alimentación.

A continuación se muestra el diagrama del circuito para la preamplificación de la señal electromiográfica utilizando el amplificador de instrumentación AD620:

Figura No.58. Diagrama de la etapa de preamplificación con ganancia variable para una configuración bipolar de electrodos de superficie



A continuación se muestra el diagrama del circuito y la respuesta en frecuencia para el filtrado analógico a 20 Hz utilizando un filtro pasa-alta:

Figura No.59. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el filtro pasa alta de orden cuatro con frecuencia de corte 20 Hz

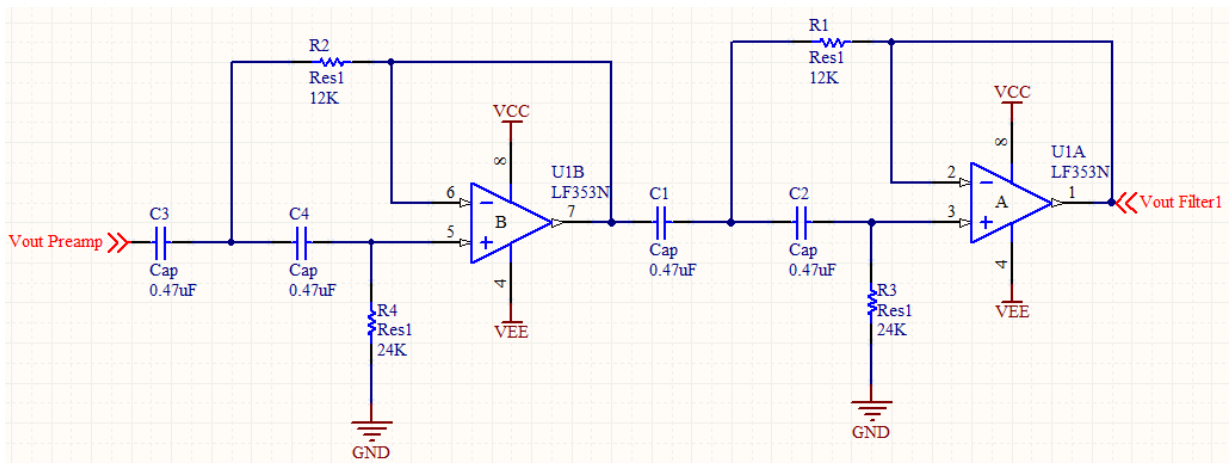
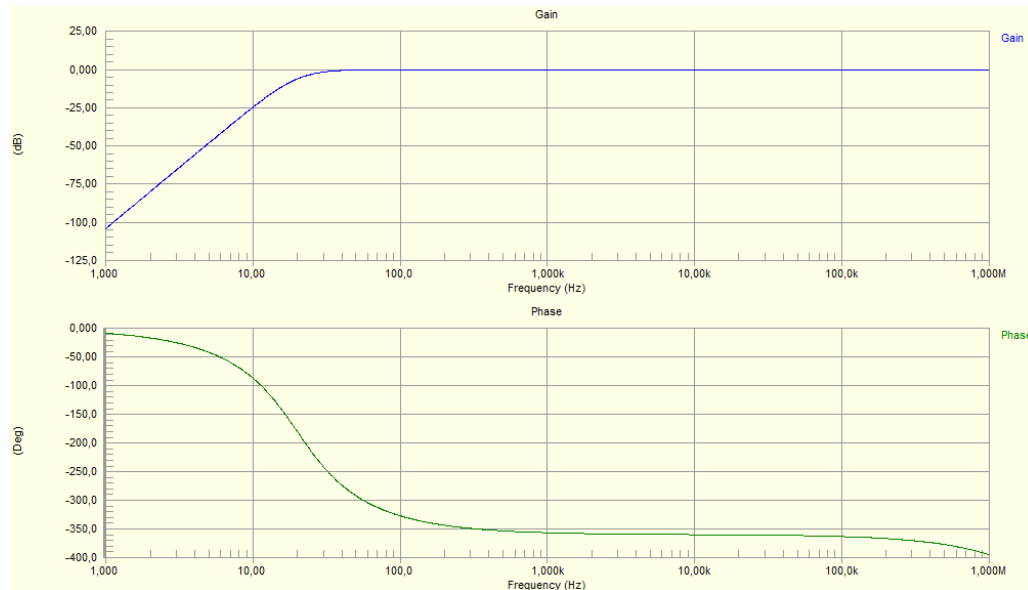


Figura No.60. Respuesta en frecuencia para el filtro pasa alta de orden cuatro con frecuencia de corte 20 Hz



A continuación se muestra el diagrama del circuito y la respuesta en frecuencia del filtrado analógico a 1000 Hz utilizando un filtro anti-alias:

Figura No.61. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el filtro anti-alias de orden ocho con frecuencia de corte 1000 Hz

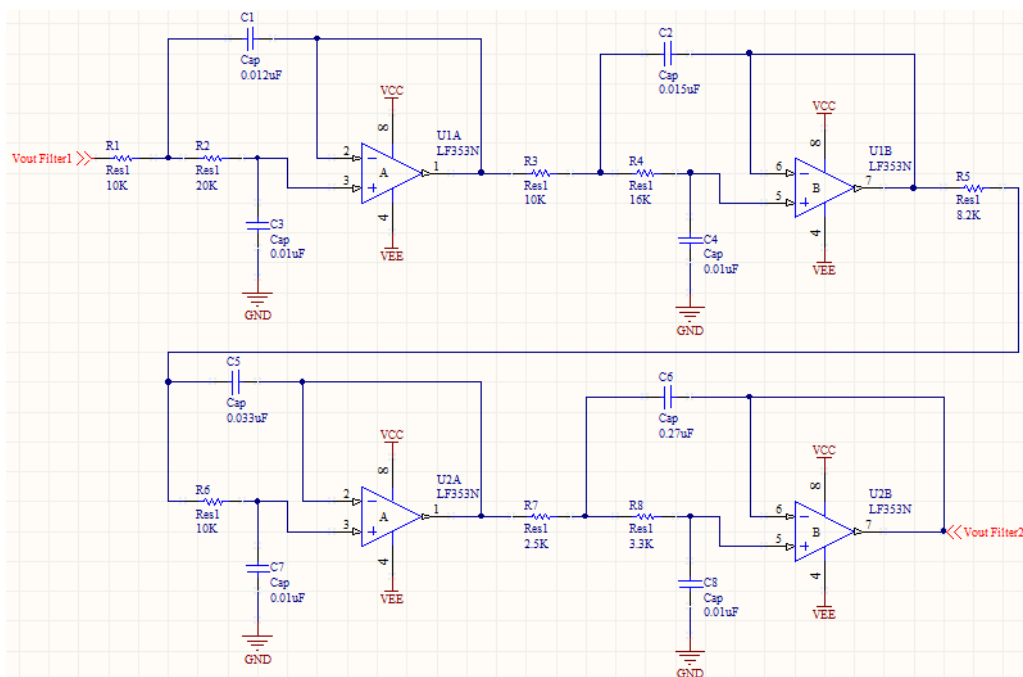
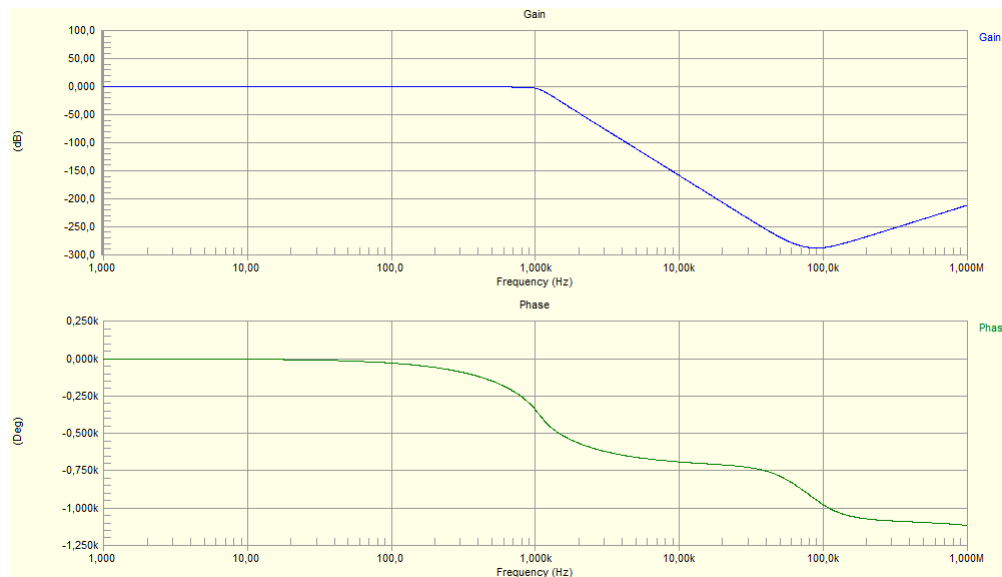
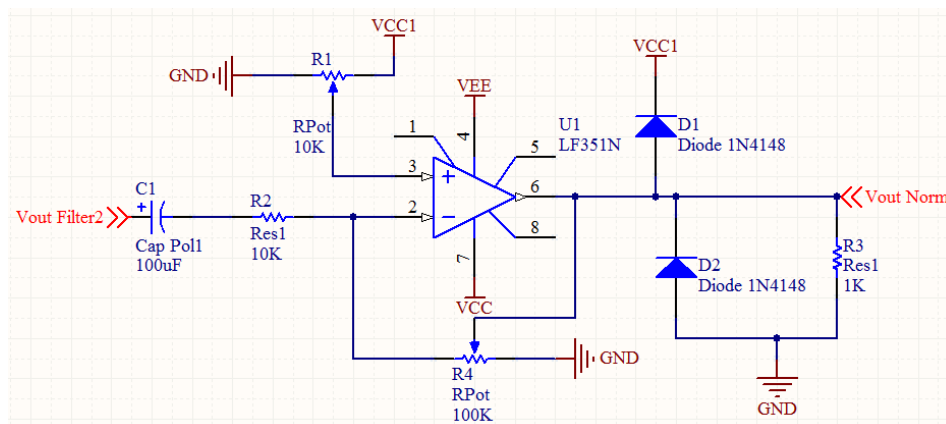


Figura No.62. Respuesta en frecuencia para el filtro anti-alias de orden ocho con frecuencia de corte 1000 Hz



A continuación se muestra el diagrama del circuito para el circuito amplificador y normalizador de señales:

Figura No.63. Diagrama de la etapa de filtrado analógico para el circuito amplificador y normalizador de señales



(Díaz Cruz, Hernández Del Valle, & Nicasio Weber, 2007)

Una vez que se diseñaron y construyeron en protoboard los circuitos pertenecientes a las etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y normalización, se prosiguió a hacer pruebas en laboratorio utilizando señales que pudieran comprobar el funcionamiento de los mismos. La señal utilizada para la primera

prueba fue una señal sinusoidal y para la segunda prueba una señal electromiográfica. A continuación se muestra la prueba con una señal sinusoidal con frecuencias de 20Hz, 500Hz y 1000 Hz:

Figura No.64. Señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV)

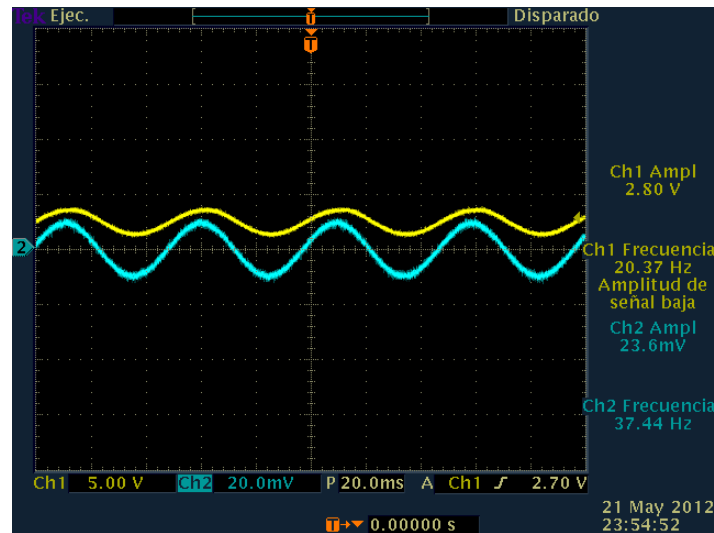


Figura No.65. Señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV)

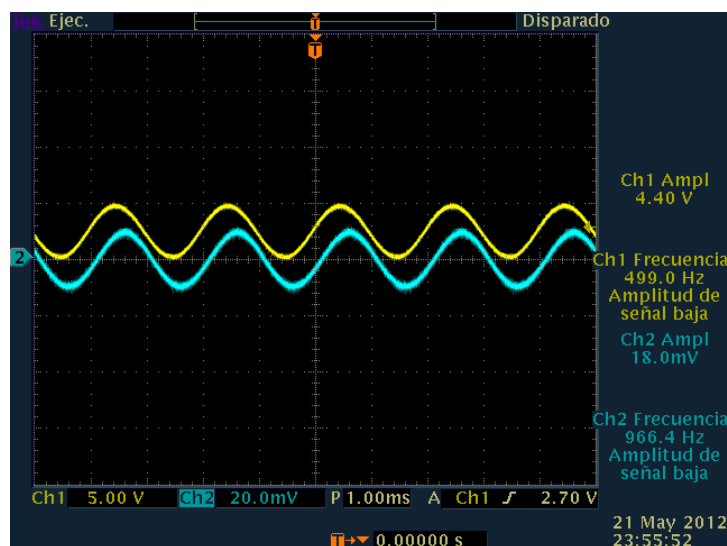
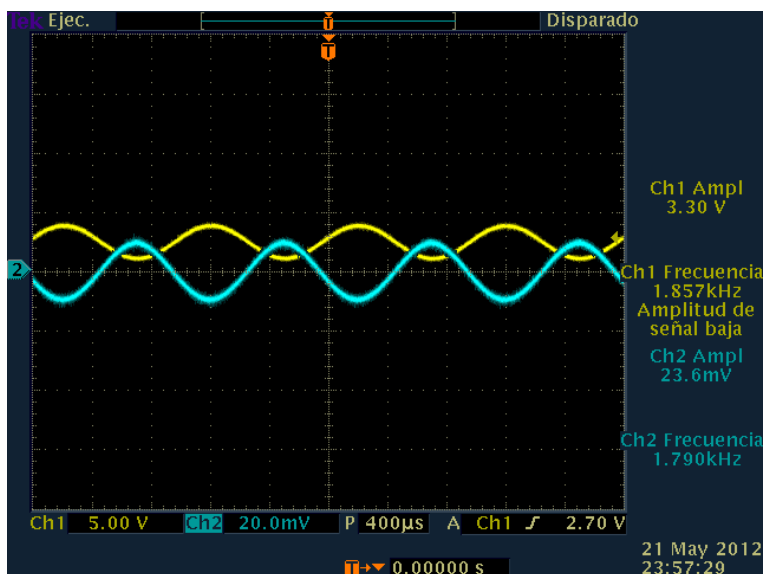


Figura No.66. Señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 5V) y señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la entrada del filtro pasa alta (color azul con escala 20mV)



Para las pruebas con la señal electromiográfica, se utilizaron electrodos de superficie Ag/AgCl marca Grass Technologies. Se utilizaron 3 electrodos de superficie en total: dos para electrodos en configuración bipolar y un electrodo de referencia. A continuación se muestran imágenes de los electrodos de superficie utilizados en el Módulo de señal electromiográfica:

Figura No.67. Electrodo de superficie Ag/AgCl marca Grass Technologies (Bipolar)



Figura No.68. Electrodo de superficie Ag/AgCl marca Grass Technologies (Ref.)



Figura No.69. Gel conductor de ultrasonido de la marca Aquasonic utilizado con los electrodos de superficie



La conexión de los electrodos de superficie en configuración bipolar y la del electrodo de referencia se efectúo de acuerdo como lo muestran las siguientes fotografías:

Figura No.70. Conexión de los electrodos de superficie en configuración bipolar sobre músculos del triángulo anterior del cuello

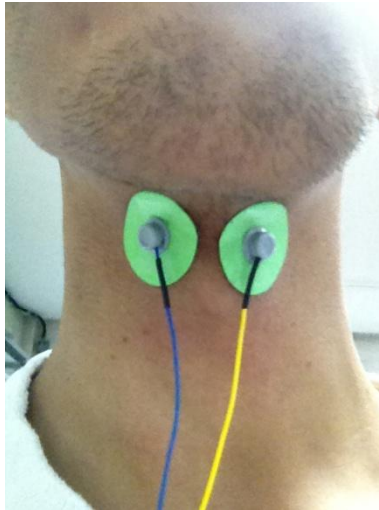


Figura No.71. Conexión del electrodo de referencia al lóbulo de la oreja izquierda



Para esta prueba en específico, la señal electromiográfica representa la gesticulación (movimiento de los labios sin emitir sonido alguno) de cinco palabras: eco, teléfono, sigma, uniforme y noviembre. A continuación se muestran las imágenes con la señal electromiográfica:

Figura No.72. Eco: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V)

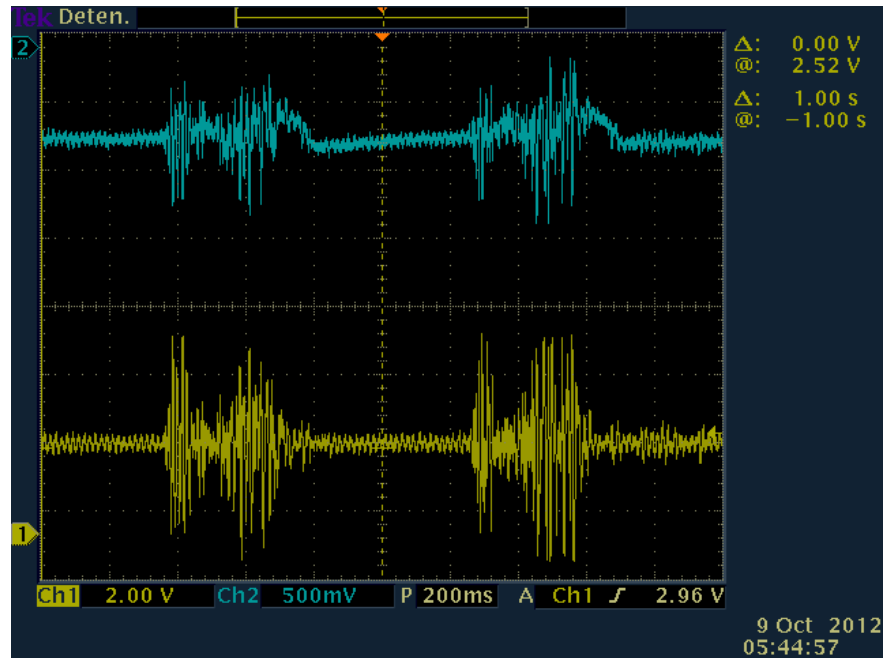


Figura No.73. Noviembre: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V)

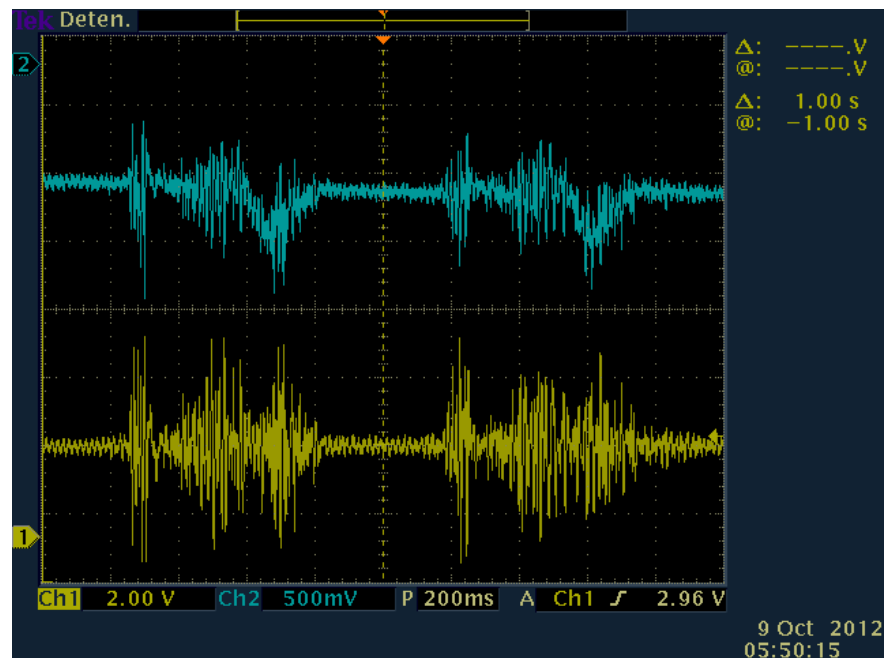


Figura No.74. Sigma: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V)

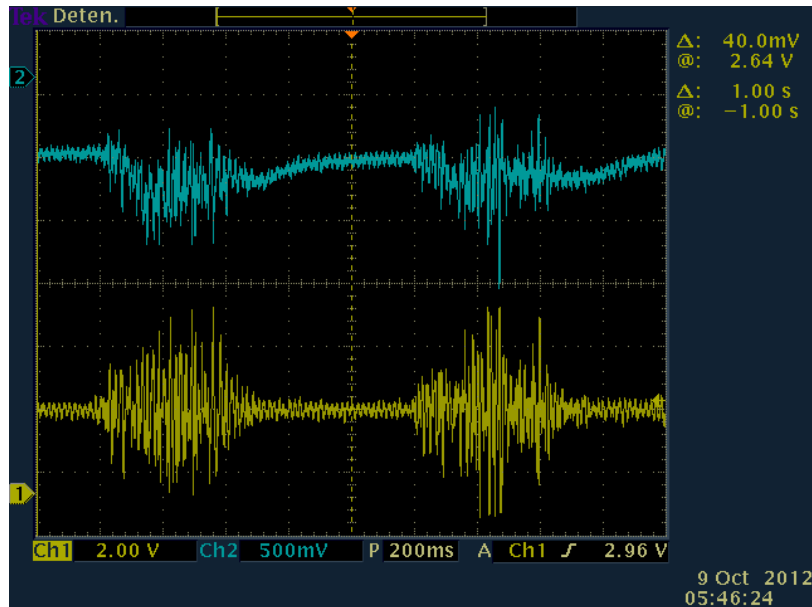


Figura No.75. Teléfono: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V)

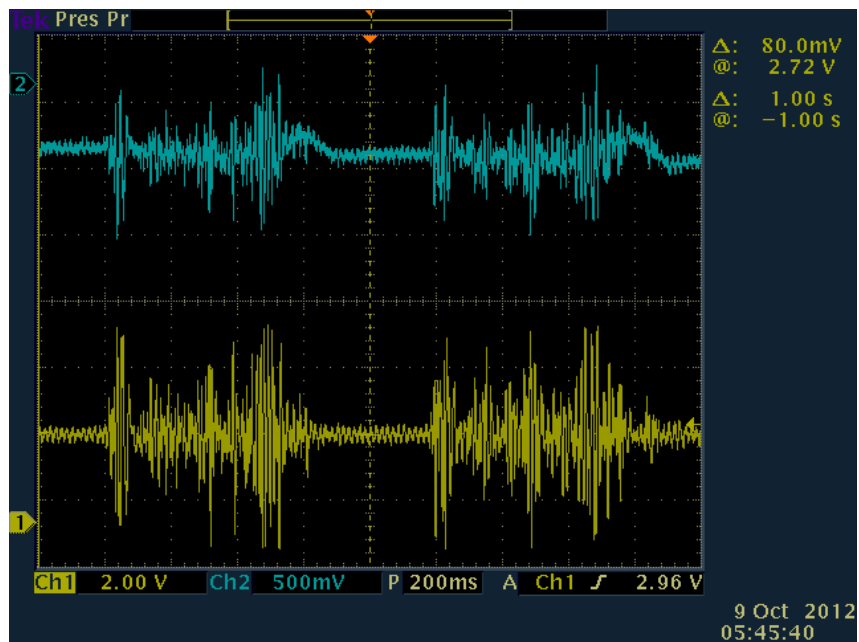
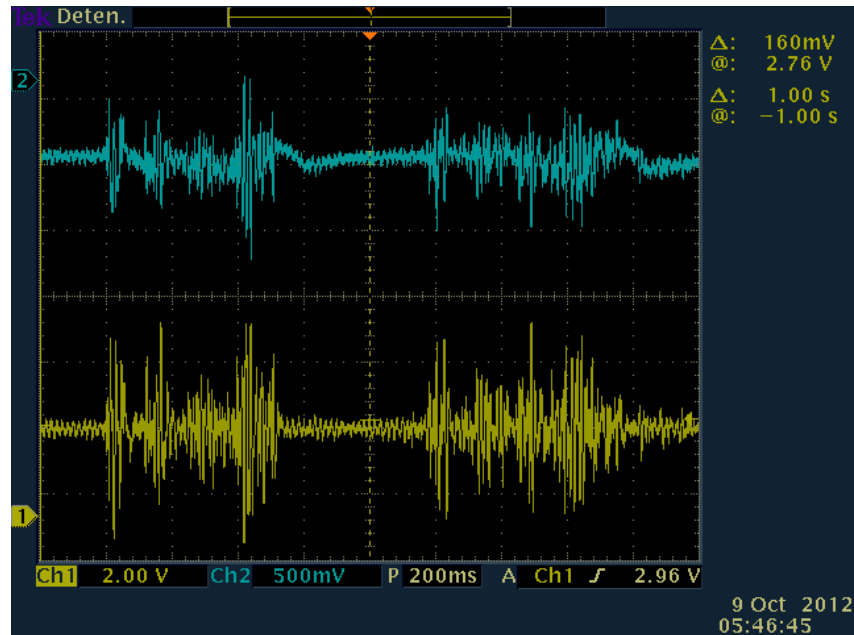


Figura No.76. Uniforme: señal electromiográfica a la salida del circuito preamplificador (color azul con escala 500 mV) y señal electromiográfica a la salida del circuito amplificador y normalizador (color amarillo con escala 2V)



3. Discusión. Las etapas de preamplificación y filtrado analógico tienen un papel importante dentro del circuito electrónico del Módulo de señal electromiográfica, ya que en esta etapa la señal sufre un procesamiento analógico para ser llevada a una señal normalizada y amplificada que puede ser muestreada y convertida a una señal digital utilizando un procesador de señales digitales.

En la etapa de preamplificación destaca el uso del amplificador de instrumentación AD620. Este amplificador, al ser un circuito especializado, posee dos características importantes para aplicaciones médicas que requieran registro de señales bioeléctricas: exactitud, precisión, alto CMR (110 dB), ganancia configurable. La forma en que trabaja este amplificador de instrumentación es la siguiente: compara las dos señales presentes en su entrada diferencial (entrada no invertida y entrada invertida) y amplifica el resultado de dicha comparación (resta entre la entrada no invertida y la entrada invertida) por un valor establecido por una resistencia externa.

El AD620 se configuró con una ganancia variable conectando un potenciómetro de precisión (con valor de $1\text{ k}\Omega$) de forma externa al amplificador de instrumentación

AD620, lo cual representa una gran ventaja al poder configurar diferentes ganancias que solo dependen del valor de resistencia que posea el potenciómetro en un determinado momento y no de otros componentes electrónicos externos. El valor de la ganancia se calcula de acuerdo a la siguiente fórmula provista en la hoja de datos del AD620:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega + R_G}{R_G}$$

Con la anterior fórmula se puede ver que aumentando en el valor de la resistencia externa provoca que la ganancia sea menor, mientras que disminuyendo el valor de la resistencia externa provoca que la ganancia sea mayor.

La máxima ganancia de este amplificador operacional es de 1000, lo que equivale a conectar una resistencia externa con un valor aprox. de 50Ω . Para obtener la ganancia para $1 \text{ k}\Omega$ (valor máximo del potenciómetro):

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega + 1000\Omega}{1000\Omega} = 50.4$$

Entonces, el amplificador de instrumentación queda configurado con una ganancia variable con un rango de:

$$50.4 \leq G \leq 1000$$

La razón del valor de utilizar una ganancia que se encuentra en dicho rango se debe a que los niveles de la señal electromiográfica que se captura con los electrodos de superficie tienen valores de voltaje pequeños que se encuentran el orden de los cientos de microvoltios (μV). Al ser amplificada por el amplificador de instrumentación, pasa a ser una señal electromiográfica en el orden de los cientos de milivoltios (mV). Además, estos valores de ganancia aseguran que dicho amplificador de instrumentación no se saturará en condiciones normales de operación y a su salida se obtendrá una señal que será manejable por la etapa de filtrado analógico.

En la etapa de filtrado analógico destaca el uso del amplificador operacional doble LF353 (incluye dos LF351) y el amplificador operacional LF351. Este amplificador ofrece varias ventajas para su uso en diseño de filtros analógico tales como una alta

impedancia de entrada ($10^{12} \Omega$), una alta velocidad de respuesta ($13V/\mu s$) y un amplio producto ganancia por ancho de banda ($4 MHz$). Este amplificador operacional se utilizó para el diseño del filtro pasa alta, el filtro anti-alias y el circuito amplificador y normalizador de señales. En total se utilizaron 4 de estos amplificadores operacionales (tres LF353 y un LF351).

El uso del software FilterLab de la compañía Microchip fue indispensable a la hora de diseñar los filtros analógicos. Por ejemplo, en el caso del diseño del filtro anti-alias, este software toma en cuenta la frecuencia de muestreo y el número de bits que posee el ADC para representar una muestra de la señal analógica con un valor digital. El uso del software es intuitivo y permite diseñar filtros de forma fácil y rápida, obteniendo como salida en el programa la respuesta en frecuencia y el circuito del filtro diseñado.

La frecuencia de corte del filtro pasa alta y el filtro anti-alias se escogieron de acuerdo a las características frecuencias de la señal electromiográfica, la cuales van teóricamente desde 20 Hz hasta 1000 Hz. Lo anterior también permitió quitar cualquier nivel D.C. que tuviera la señal electromiográfica a la salida del amplificador de instrumentación. El filtro pasa alta se diseñó para tener una atenuación de 40 dB/década (orden 4) y el filtro anti-alias se diseñó para tener una atenuación de 80 dB/década (orden 8). Los dos filtros conectados en cascada forman un filtro pasa banda con frecuencia de corte inferior de 20 Hz y frecuencia de corte superior de 1000 Hz.

Dentro de esta etapa de filtrado analógico se encuentra también otro circuito que es de suma importancia antes de pasar a la etapa de filtrado analógico, el cual es denominado circuito amplificador y normalizador de señales. Es un circuito amplificador debido a que amplifica la señal en el orden los milivoltios (mV) a un valor en el orden los voltios (V) y también es normalizador porque centra a la señal electromiográfica en el rango de los 0V a 5V, el cual es el rango en el que está configurado el módulo ADC del procesador de señales digitales dsPIC30F4013. Cabe destacar que la ganancia de dicho circuito amplificador y normalizador de señales es negativa, pero no representa ningún inconveniente con respecto a la información que se obtiene de la señal electromiográfica.

La forma de variar la ganancia del circuito amplificador y normalizador de señales es mediante un potenciómetro de precisión con valor de $100\text{ k}\Omega$. Variando dicho potenciómetro se puede lograr que la señal electromiográfica llegue a una amplitud de 1 a aproximadamente 4 voltios pico a pico. La forma de variar el offset DC del circuito amplificador y normalizador de señales es mediante un potenciómetro de precisión de $10\text{ k}\Omega$. A la salida del circuito amplificador y normalizador de señales se conectó un circuito limitador de voltaje que consta de dos diodos 1N4148. Lo anterior garantiza en la entrada del módulo ADC del dsPIC30F4013 no habrán voltajes que sean mayores a 5V o menores a 0V.

Con respecto a las pruebas hechas con la señal sinusoidal, esta se generó utilizando un generador de funciones y se fue variando la frecuencia de la misma para comprobar las frecuencias de corte de los filtros analógicos, además de la ganancia y la fase que introducen los mismos.

Con respecto a las pruebas hechas con la señal electromiográfica, un aspecto importante a tomar en cuenta fue la manera de garantizar la mayor conductividad entre la piel y el electrodo. Para eso, fue muy importante limpiar bien las áreas de interés con paños especiales de preparación de la piel y el uso de un gel electrolítico que colocado en los electrodos reusables. Durante periodos prolongados de utilización de los electrodos, el gel electrolítico se seca, por lo que es importante volver a aplicar el gel a los electrodos para garantizar un funcionamiento normal.

Al finalizar el uso de los electrodos reusables, es importante limpiarlos para evitar que queden residuos que puedan afectar a pruebas futuras. La ubicación de los electrodos reusables también es de especial interés para las diferentes pruebas con la señal electromiográfica. El área de interés para obtener señales electromiográficas relacionadas con el habla subvocal o silenciosa se denomina triángulo anterior del cuello.

Para el uso de los electrodos de superficie se siguieron los siguientes pasos:

- Ubicar la zona de interés de posicionamiento de los electrodos.
- Colocar un *whaser* a cada electrodo (3 en total).
- Colocar gel electrolítico en la parte interna de los electrodos con una jeringa.
- Conectar los electrodos a la entrada diferencial del amplificador de instrumentación y el electrodo de referencia a la salida del circuito DRL.
- Por último, colocar los electrodos de superficie en el área muscular de interés y el electrodo de referencia al lóbulo de la oreja izquierda o derecha.

G. Etapa de filtrado digital

1. Diseño

a. Se elaboró una detallada investigación de varios modelos de procesadores de señales digitales que podían usarse en la etapa de filtrado digital.

b. Se obtuvo el procesador de señales digitales dsPIC30F4013 de la compañía Microchip en conjunto con la placa de desarrollo EasydsPIC6 de la compañía Mikroelektronika.

c. Se obtuvo el optoacoplador 6N136 de la compañía Fairchild.

d. Se obtuvo el circuito integrado MAX232 de la compañía Maxim para la comunicación serial entre Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de señal electromiográfica.

e. Se instaló el software mikroC PRO for dsPIC para escribir y compilar programas diseñados para el dsPIC30F4013.

f. Se instaló el software Matlab debido a que posee varios paquetes y herramientas desarrolladas específicamente para procesamiento de señales digitales.

g. Se especificó que el tipo de filtro digital a implementar sería un filtro IIR tipo notch a 60 Hz.

h. Se diseñó el filtro digital utilizando la herramienta FDATool (Filter Design & Analysis Tool) incluida en el software Matlab.

i. Se observaron las características del filtro haciendo uso de su Diagrama de Bode (Ganancia vs. Frecuencia y Fase vs. Frecuencia).

j. Se obtuvieron los coeficientes generados por Matlab del filtro

digital.

k. Se construyó en protoboard la conexión entre la etapa de preamplificación y filtrado analógico con el dsPIC30F4013.

l. Se probó el funcionamiento del filtro digital utilizando un DAC MCP4922 (comunicación SPI) de la compañía Microchip y un filtro suavizador con frecuencia de corte 1000 Hz.

m. Se estableció el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales:

1) El primer byte para los seis bits más significativos del resultado de la ecuación de diferencias, usando el encabezado 00.

2) El segundo byte para los seis bits menos significativos del resultado de la ecuación de diferencias, usando el encabezado 01.

3) El tercer byte para el resultado del cálculo de un checksum, usando el encabezado 10.

n. Se escribió un programa en mikroC PRO for dsPIC que fuera capaz de:

1) Muestrear la señal electromiográfica con una frecuencia de muestro igual a 2600 Hz.

2) Utilizar el módulo ADC (12 bits) del dsPIC30F4013 para obtener muestras de la señal electromiográfica a la frecuencia de muestreo establecida.

3) Computar el resultado de la ecuación de diferencias del filtro IIR con los coeficientes obtenidos de Matlab y las muestras de la señal electromiográfica.

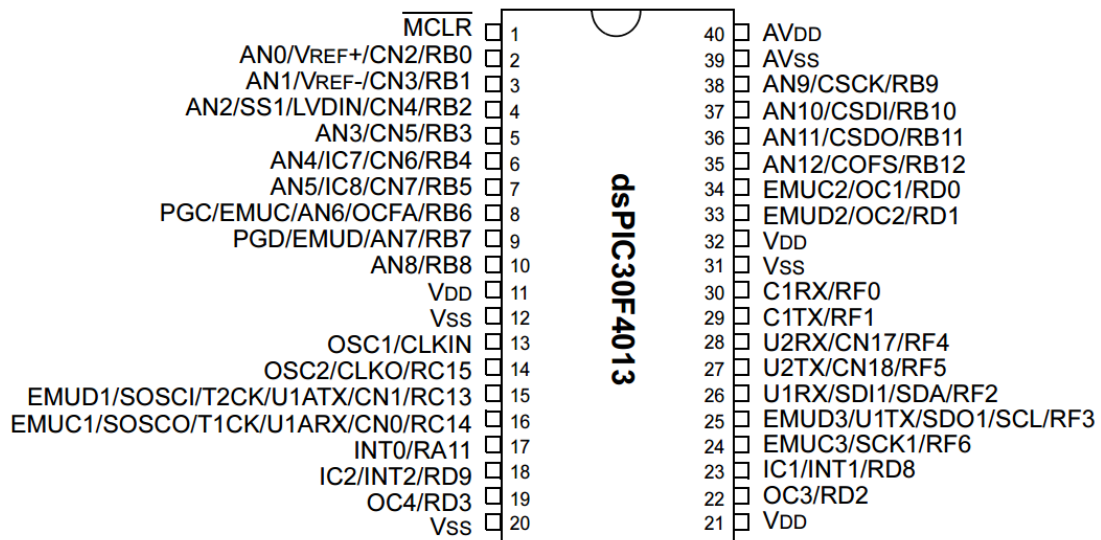
4) Enviar los cuatro bytes del protocolo de comunicación a través del módulo UART del dsPIC30F4013.

o. Se construyó en protoboard el circuito para el MAX232 y su respectiva conexión con el módulo UART del dsPIC30F4013.

p. Finalmente, se probó la comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales utilizando como datos a las señales electromiográficas provenientes del movimiento de músculos del cuello al gesticular cinco comandos.

2. **Resultados.** A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4013:

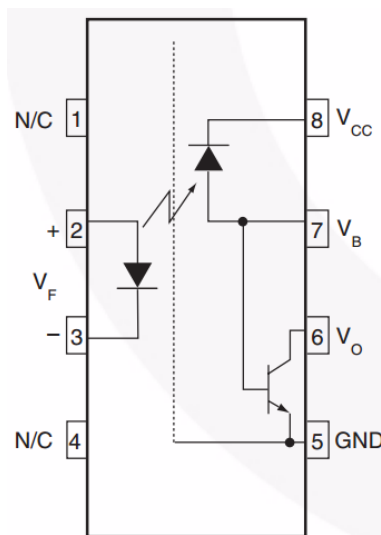
Figura No.77. Diagrama de los pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4013



(Microchip, dsPIC30F3014, dsPIC30F4013 Data Sheet, 2004)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del optoacoplador 6N136:

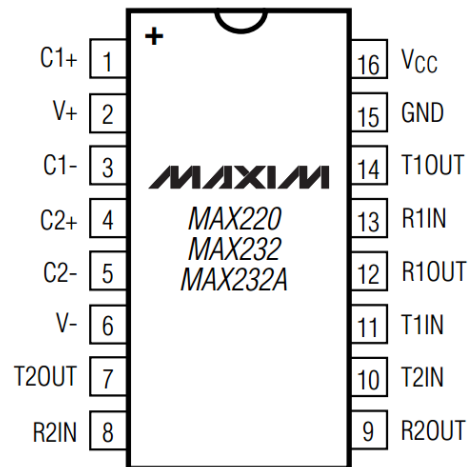
Figura No.78. Diagrama de los pines del optoacoplador 6N136



(Fairchild, 2008)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del circuito integrado MAX232:

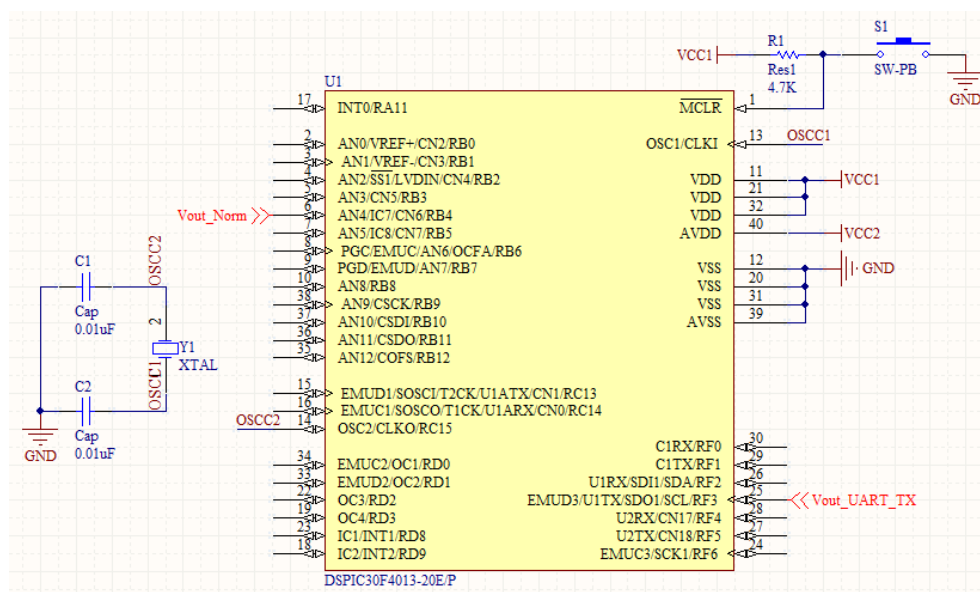
Figura No.79. Diagrama de los pines del circuito integrado MAX232



(Maxim, 2010)

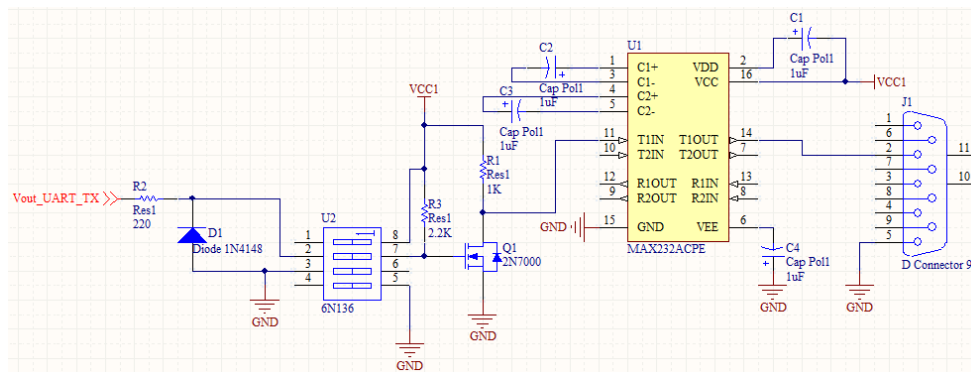
Los diagramas que se muestran utilizan 5V (VCC1 y VCC2) como parte de su alimentación. A continuación se muestra el diagrama del circuito para el muestreo, digitalización y filtrado digital de la señal electromiográfica utilizando el dsPIC30F4013:

Figura No.80. Diagrama para el muestreo, digitalización y filtrado digital de la señal electromiográfica utilizando el dsPIC30F4013



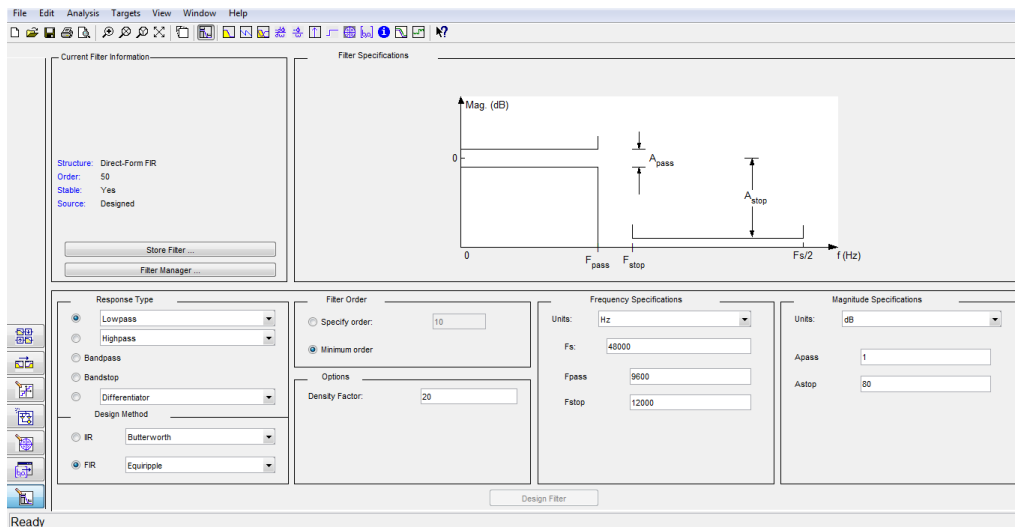
A continuación se muestra el diagrama del circuito implementado para la comunicación serial (protocolo RS-232) entre el Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de detección y procesamiento de señales:

Figura No.81. Diagrama del circuito para la comunicación serial (protocolo RS-232) utilizando el circuito integrado MAX232



Para el diseño del filtro digital se utilizó el software Matlab y su herramienta para el análisis y diseño de filtros FDATool. Una vez que Matlab estuvo instalado en una computadora, se prosiguió a utilizar dicha herramienta, la cual se acciona tecleando *fdatool* en la línea de comando de Matlab.

Figura No.82. Filter Design and Analysis Tool de Matlab



Una vez iniciado el FDATool, se escogieron las siguientes especificaciones de diseño:

- *Design Method:*
 - IIR / *Single Notch*
- *Response Type:*
 - *Notching*
- *Frequency Specifications:*
 - *Units:* Hz
 - Fs: 2600
 - Fnotch: 60
 - Q = 1
- *Magnitude Specifications:*
 - *Units:* dB
 - *Apass:* 1

Cuando ya se escogieron las especificaciones del filtro digital, se hizo click en el botón *Design Filter* para que el programa Matlab calculara los parámetros del filtro tales como los coeficientes, respuesta en frecuencia, desfase de grupo, respuesta al impulso, etc. A continuación se muestran los parámetros más importantes del filtro digital:

Figura No.83. Respuesta en frecuencia (magnitud) del filtro digital IIR notch a 60 Hz

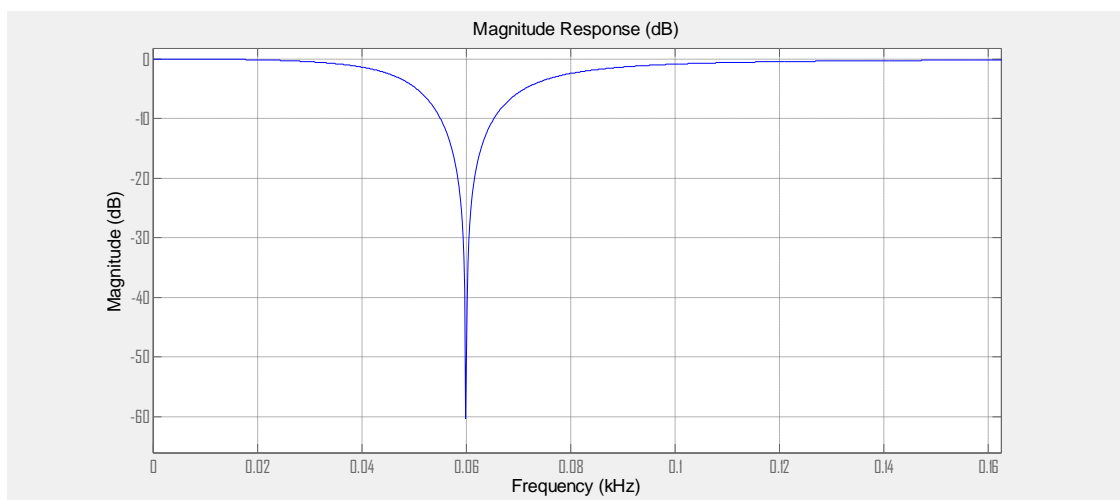


Figura No.84. Respuesta en frecuencia (fase) del filtro IIR notch a 60 Hz

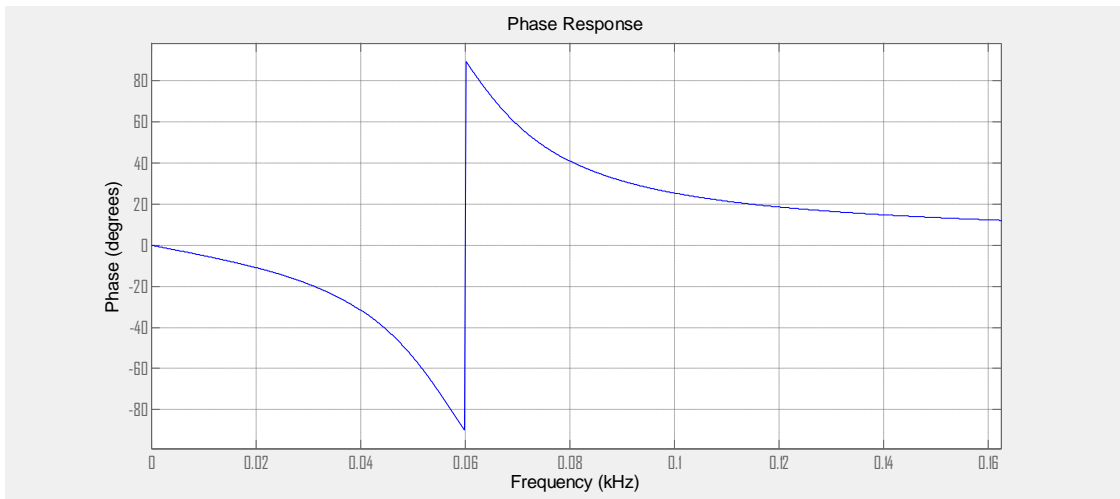


Figura No.85. Coeficientes del filtro digital IIR notch a 60 Hz

```

Numerator :
  0.96436170742078109
 -1.9084841617568102
  0.96436170742078109
Denominator :
  1
 -1.9084841617568102
  0.92872341484156218
  
```

Una vez que el filtro digital estuvo diseñado en Matlab, se prosiguió a investigar sobre el algoritmo para calcular el Código de redundancia cíclica (CRC) en base a los datos que se deseaban transmitir al Módulo de detección y procesamiento de señales. Luego, se planteó el protocolo de comunicación entre el Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de detección y procesamiento de señales:

Tabla No.4. Protocolo de comunicación entre el Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de detección y procesamiento de señales

Protocolo de comunicación																							
Byte 1 (EMG MSB's)								Byte 2 (EMG LSB's)								Byte 3 (<i>Checksum</i>)							
0	0	x	x	x	x	x	x	0	1	x	x	x	x	x	x	1	0	x	x	x	x	x	x

Como se puede observar, por cada dato que se quiere transmitir al Módulo de detección y procesamiento de señales, se mandan tres bytes utilizando el módulo UART del procesador de señales digitales dsPIC30F4013:

- Byte 1: 6 bits más significativos del resultado de la ecuación de diferencias.
- Byte 2: 6 bits menos significativos del resultados de la ecuación de diferencias.
- Byte 3: 6 bits del *checksum*.

Finalmente, con el diseño y construcción de los circuitos en protoboard, los parámetros del filtro digital calculado y el protocolo de comunicación establecido entre los módulos, se escribió un programa en mikroC para dsPIC utilizando el software mikroC PRO for dsPIC de la compañía Mikroelektronika.

La señal utilizada para probar si el algoritmo implementado para lograr el filtrado digital funcionaba fue una señal sinusoidal. Cabe destacar que para estas pruebas con la señal sinusoidal se utilizó un circuito integrado convertidor digital-analógico (DAC) MCP4922 (Microchip, MCP4921/22, 2004) de la compañía Microchip y un filtro suavizador (filtro pasa baja) a la salida del convertidor digital-analógico.

EL DAC MCP4922 es un DAC doble, tiene una resolución de 12 bits y se comunica con un microcontrolador utilizando el protocolo SPI (Chip Select, SDO y SCLK). La razón por la que no se expone más sobre el DAC y el filtro suavizador, es debido a que no forman parte del circuito electrónico final del módulo.

Las frecuencias utilizadas para las pruebas fueron 20 Hz, 60 Hz, 500 Hz y 1000 Hz:

Figura No.86. Señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 20 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V)

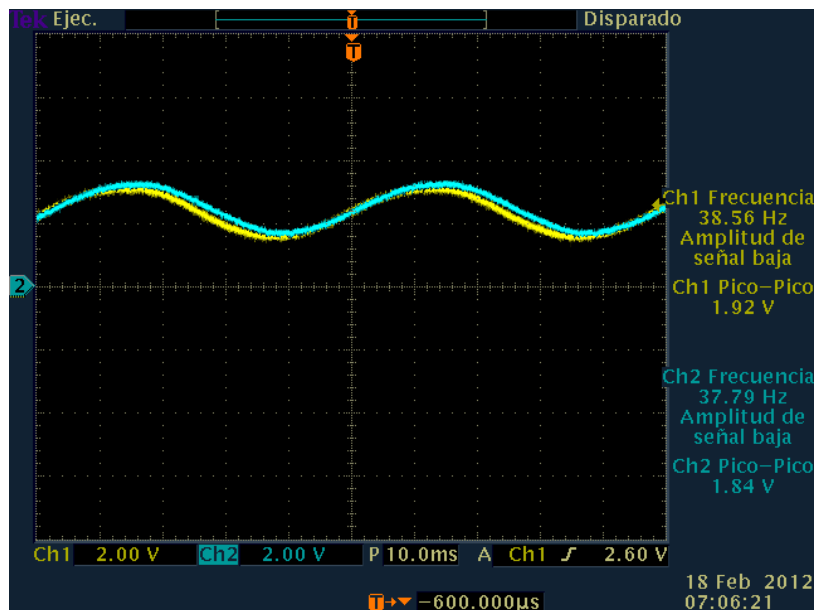


Figura No.87. Señal sinusoidal con frecuencia de 60 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 60 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V)

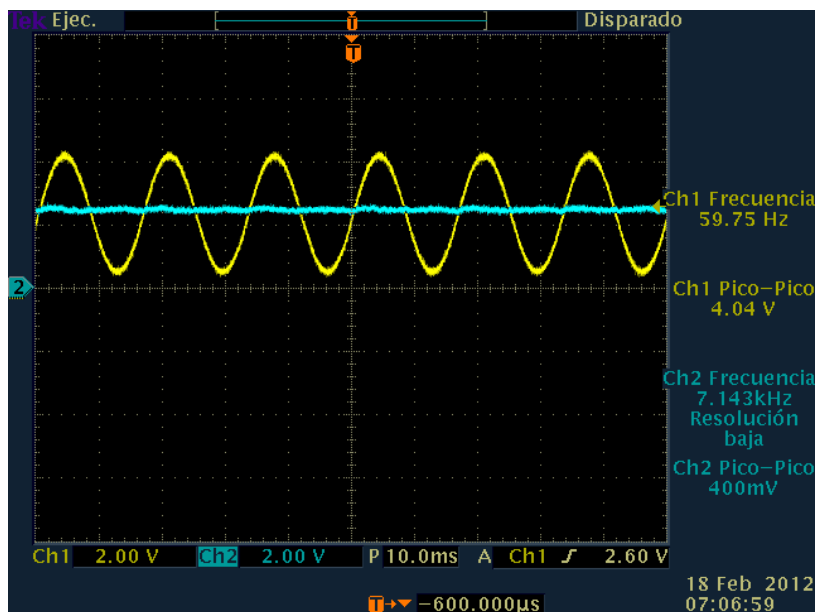


Figura No.88. Señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 500 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V)

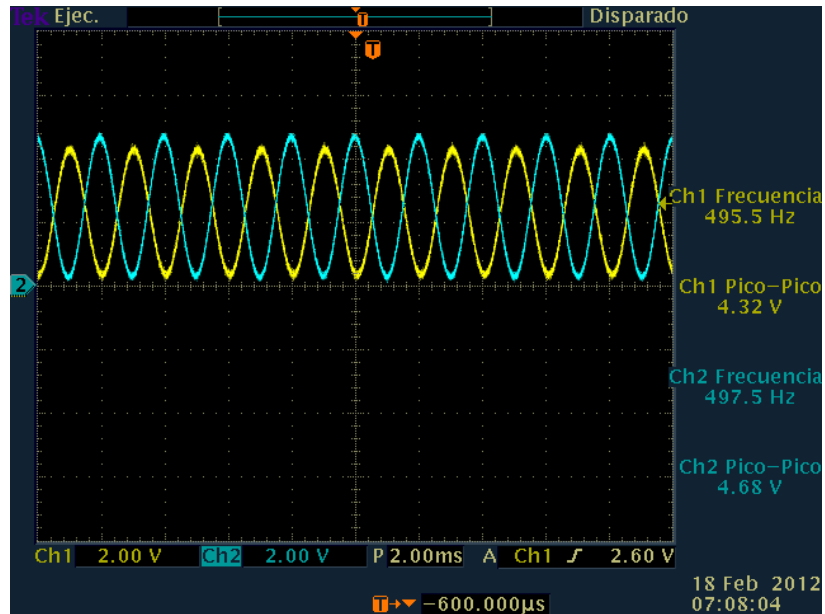
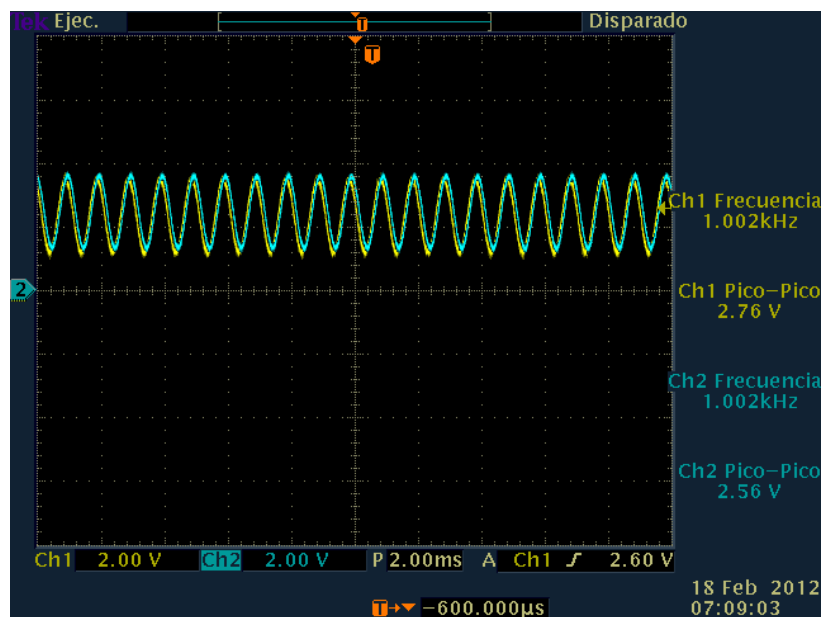


Figura No.89. Señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del circuito limitador de voltaje (color amarillo con escala 2V) y señal sinusoidal con frecuencia de 1000 Hz a la salida del filtro suavizador (color azul con escala 2V)



Para las pruebas con la señal electromiográfica, la conexión de los electrodos se realizó como en la Figura No.75 y la Figura No. 76. El DAC MCP4922 y el filtro suavizador fueron removidos para estas pruebas, debido a que los datos fueron enviados al Módulo de detección y procesamiento de señales utilizando el protocolo RS-232 y utilizando el formato del protocolo de comunicación de la Tabla 5. Las imágenes que se muestran a continuación fueron graficadas utilizando el programa desarrollado para el Módulo de detección y procesamiento de señales:

Figura No.90. Señal electromiográfica digitalizada del comando Eco (color verde) y señal de detección (color rojo)

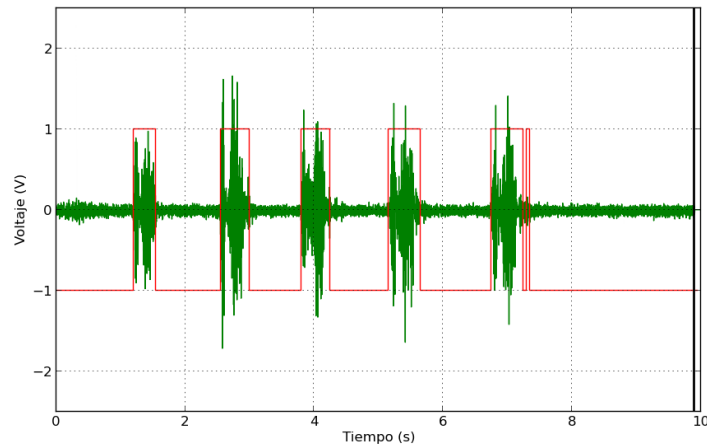


Figura No.91. Señal electromiográfica digitalizada del comando Noviembre (color verde) y señal de detección (color rojo)

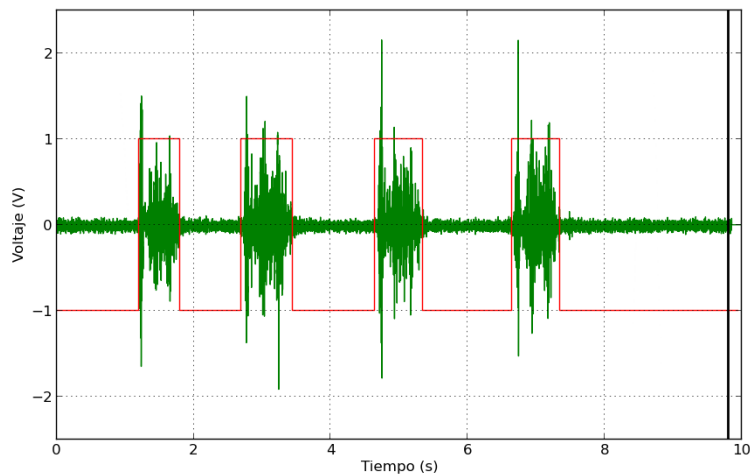


Figura No.92. Señal electromiográfica digitalizada del comando Sigma (color verde) y señal de detección (color rojo)

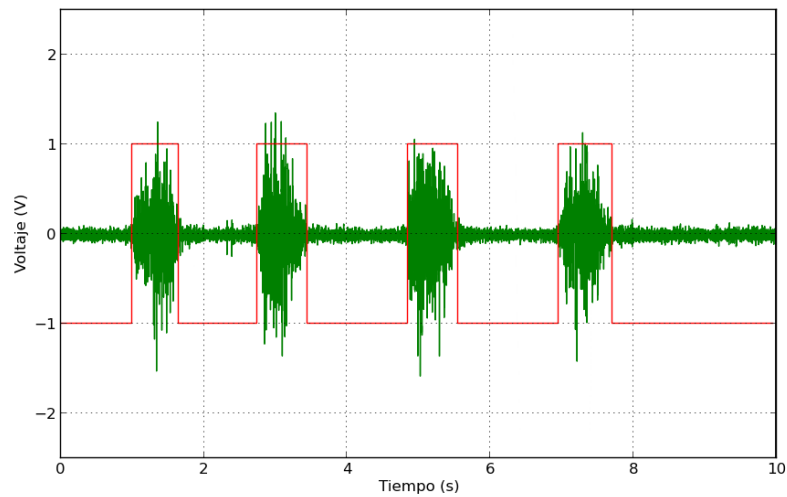


Figura No.93. Señal electromiográfica digitalizada del comando Teléfono (color verde) y señal de detección (color rojo)

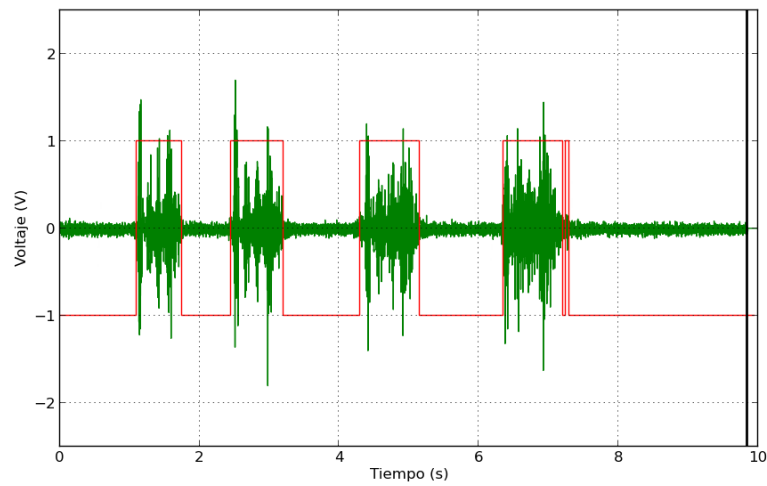


Figura No.94. Señal electromiográfica digitalizada del comando Uniforme (color verde) y señal de detección (color rojo)

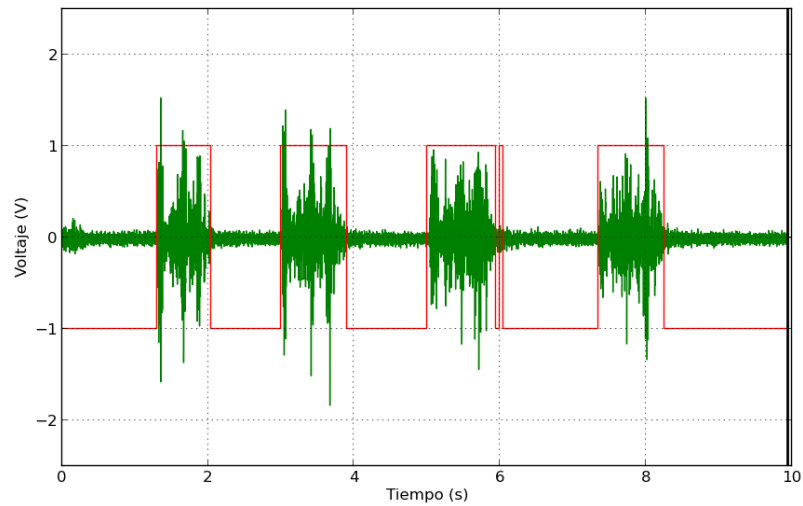
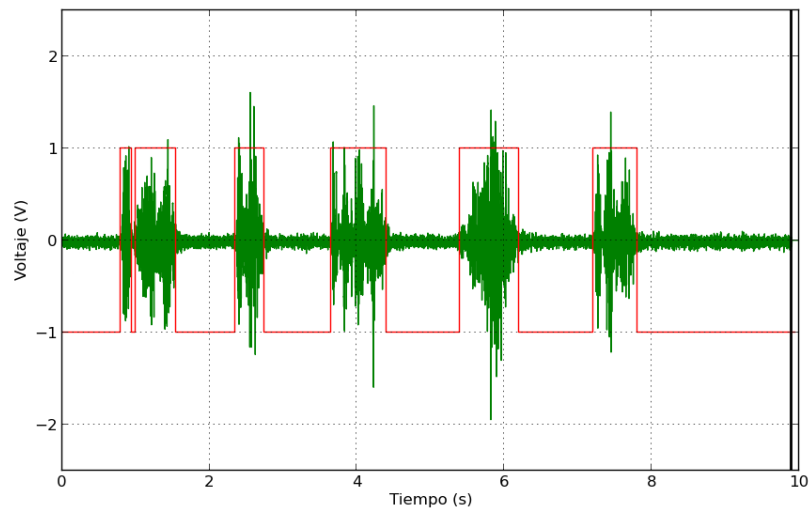


Figura No.95. Señal electromiográfica digitalizada de todos los comandos (Uniforme, Eco, Teléfono, Sigma y Noviembre) (color verde) y señal de detección (color rojo)



3. Discusión. La etapa de filtrado digital constituye una parte fundamental dentro del Módulo de señal electromiográfica, ya que en este punto la señal electromiográfica analógica pasa a ser una señal electromiográfica digital y filtrada a 60 Hz.

En esta etapa de filtrado digital destaca el uso del procesador de señales digitales dsPIC30F4013. Se eligió este DSP por distintas razones que tienen que ver con el desempeño final de esta etapa, entre las cuales destaca:

- CPU de 16-bits (datos).
- Arquitectura Harvard modificada con un conjunto de instrucciones mejorado (MCU y DSP).
- Módulo ADC de 12 bits.
- Módulo UART para implementar el protocolo de comunicación serial RS-232.
- Multiplicador de 17-bits x 17-bits capaz de realizar operaciones con signo y soportar resultados fraccionarios (Q.31) o 32-bits enteros.

Todas estas características son de vital importancia, ya que al procesar digitalmente señales analógicas en tiempo real, se necesita ejecutar un número grande de cálculos aritméticos (resumido en un conjunto de instrucciones) con mucha rapidez. Cabe destacar que al utilizar el PLL x8 interno del dsPIC30F4013, el valor del oscilador se multiplica por un factor de 8. Al utilizar un oscilador de 10 MHz, el PLL interno transforma dicho valor a un oscilador de 80 MHz que funciona como reloj interno para la ejecución de instrucciones (4 pulsos de reloj por instrucción).

Usando el módulo del ADC incluido dentro del dsPIC30F4013, cada valor muestreado de la señal analógica es convertido a un valor digital representado en 12 bits. Utilizando el Timer3 (módulo *timer* dentro del dsPIC30F4013) con su función especial de detener el proceso de muestreo de una señal y comenzar el proceso de conversión de una señal analógica a una digital, entonces se genera una interrupción cada cierto tiempo para obtener el valor digital de la muestra. El tiempo configurado para que esto ocurra cíclicamente en el programa es igual a 1/2600 Hz o aproximadamente cada 0.3846 ms.

Utilizar esta frecuencia de muestreo es equivalente a decir que la señal que se está muestreando debe ser una señal de banda limitada a una frecuencia máxima de 1300 Hz. De acuerdo con la teoría investigada en el marco teórico, las señales electromiográficas contienen frecuencias que van desde 20 Hz a 500 Hz (espectro de importancia).

Para esta aplicación se amplió el ancho de banda del filtro anti-alias para dejar pasar frecuencias hasta 1000 Hz debido a que en otras investigaciones relacionadas con el habla subvocal o silenciosa (véase Antecedentes) se consideró que las señales electromiográficas todavía contenían información importante hasta dicha frecuencia, aunque teóricamente se considere que la frecuencia máxima de las señales electromiográficas de superficie sea 500 Hz.

Conociendo el protocolo de comunicación serial (RS-232) se sabe que siempre existe un bit por baudio que se transmite (debido a que solo se usan dos niveles de voltaje), por esta razón, la cantidad de bits por segundo y baudios por segundo coincide en magnitud, aunque conceptualmente no signifiquen lo mismo. Como se había visto anteriormente, para cada trama de información en este protocolo se pueden transmitir: bit de paridad, bit de inicio, bits de datos y bits de parada.

Para el programa desarrollado que utiliza la comunicación serial, solo se transmiten el bit de inicio, los bits de datos (en total es un byte) y el bit de parada. También es importante recalcar que no hay bit de paridad ni control de flujo. Para la propuesta del formato de transmisión de datos por comunicación serial, se hicieron las siguientes consideraciones:

- Cada dato convertido a un valor digital es representado por 12 bits.
- Para enviar el valor de 12 bits por puerto serial, se utilizan dos bytes:
 - El Byte 1 está compuesto de un código de 2 bits de identificación + los 6 bits más significativos del valor a transmitir.
 - El Byte 2 está compuesto de un código de 2 bits de identificación + los 6 bits menos significativos del valor a transmitir.
- Para asegurar que el valor del dato transmitido es correcto se utiliza un byte

como *checksum*:

- El Byte 3 está compuesto de un código de 2 bits de identificación + los 6 bits del valor calculado por el algoritmo para el cálculo de un *checksum*.

Para el cálculo del baudrate a utilizar en la comunicación serial, se hicieron las siguientes consideraciones:

- La frecuencia de muestreo de la señal electromiográfica: 2600 Hz.
- En el programa se envían 3 bytes cada 0.0003846 segundos.
- Cada byte incluye +2 bits (start bit y stop bit)
- Se envían: 30 bits en total.
- El baudrate mínimo requerido es:

$$\text{Baudrate} = (30 \text{ bits})(2600 \text{ Hz}) = 78000\text{bps}$$

Entre la lista de baudrates soportados tanto por el dsPIC30F4013 y el módulo de PySerial utilizado en el Módulo de detección y procesamiento de señales, se encontró que el único valor posible para el baudrate de la transmisión de datos en protocolo RS-232 era 115200 *bps*.

Con respecto al algoritmo implementado para calcular el *checksum*, este fue implementado por Martín Guzmán en lenguaje de programación Python, el cual está encargado del Módulo de detección y procesamiento de señales. El algoritmo está basado en la aplicación de máscaras a ciertos bits de los datos que se van a enviar. Los resultados de haber aplicado dichas máscaras son sumados para formar el valor del *checksum*. Para poder usar este algoritmo se tuvo que traducir el programa en Python a código en mikroC para dsPIC.

Una vez que todas las características que se describieron anteriormente estuvieron establecidas, se prosiguió a escribir un programa en mikroC para dsPIC que cumpliera con las siguientes características:

- El muestreo de la señal analógica es automático.
- El baudrate para la comunicación serial es 115200bps.

- Se utiliza el Timer3 para provocar un evento que detiene el muestreo de una señal analógica y comienza la conversión de dicha señal analógica a un valor digital representado con 12 bits.
- El Timer3 interrumpe el proceso de muestreo cada 0.000384 segundos (cumpliendo con una frecuencia de muestreo de 2600 Hz).
- Cuando se completa la conversión de una muestra se genera una interrupción en el vector asociado al ISR del ADC.
- En la interrupción se efectúan cinco procesos principales:
 - Se obtiene un valor digital de 12 bits del módulo ADC.
 - El valor digital de 12 bits ingresa a la ecuación de diferencias del filtro digital y se obtiene el resultado de dicha ecuación.
 - El resultado de la ecuación de diferencias, que es un número binario de 12 bits, se separa en dos bytes: el primer byte contiene los 6 bits más significativos y el segundo byte contiene los 6 bits menos significativos.
 - Se calcula el valor del *checksum* en base a un algoritmo que utiliza máscaras con los bits de los datos que se van a transmitir.
 - Se transmiten los 3 bytes utilizando el módulo UART de acuerdo al protocolo de comunicación anteriormente descrito.
- Un nuevo evento que termina el muestreo de la señal analógica cuando el Timer3 cumple el periodo de tiempo establecido genera otra nueva interrupción.

Para la implementación del filtro digital, primero se planteó la función de transferencia del filtro con los coeficientes proporcionados en Matlab:

$$H(z) = \frac{0.9643617 - 1.90848416z^{-1} + 0.9643617z^{-2}}{1 - 1.90848416z^{-1} + 0.92872341z^{-2}}$$

Por último, la función de transferencia fue convertida a una ecuación de diferencias. A continuación se muestra la ecuación de diferencias implementada en el programa para el dsPIC304013:

$$y[n] = 0.96436170742078109x[n] - 1.9084841617568102x[n - 1] \\ + 0.96436170742078109x[n - 2] + 1.9084841617568102y[n - 1] \\ - 0.92872341484156218y[n - 2]$$

H. Circuito impreso

1. Diseño

a. Se instaló el software de diseño y simulación de circuitos Altium Designer Summer 09.

b. Se creó un nuevo proyecto PCB y se guardó en una carpeta.

c. Se creó un archivo esquemático (*Schematic*) y se guardó en la carpeta del proyecto PCB.

d. Se elaboró el esquemático del circuito del Módulo de señal electromiográfica.

e. Se utilizó la herramienta PCB Board Wizard para crear un archivo PCB con las siguientes especificaciones:

- 1) Unidades métricas del PCB: Imperial
- 2) Forma del PCB: Rectangular
- 3) Tamaño del PCB: 4800 mils x 4800 mils (12.7 cm x 12.7 cm)
- 4) *Via Style: Thruhole*
- 5) Tamaño de pista: 26 mils
- 6) Tamaño de via: 70 mils
- 7) Tamaño de agujero: 30 mils
- 8) *Clearance: 30 mils*

f. Se importaron los componentes del esquemático al archivo PCB utilizando la opción *Import Changes From* del menú *Design*.

g. Se ordenaron los componentes del esquemático dentro del área designada para el circuito impreso utilizando la opción *Component Placement* del menú *Tools*.

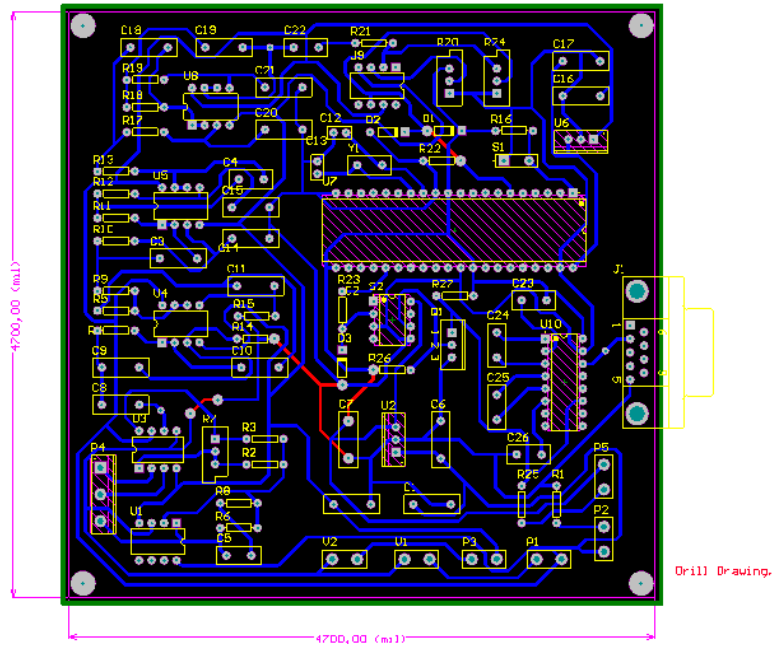
h. Se utilizó la opción *All* del menú *Auto Route* para hacer el ruteo de los componentes en la *Bottom Layer*. Para las pistas que no se incluyeron en el ruteo de la *Bottom Layer*, se hizo el ruteo en la *Top Layer*.

i. Se generaron los archivos de diseño del proyecto PCB utilizando la opción *Fabrication Outputs* del menú *File*:

- 1) *Gerber: Top Layer y Bottom Layer.*
- 2) *NC Drills.*

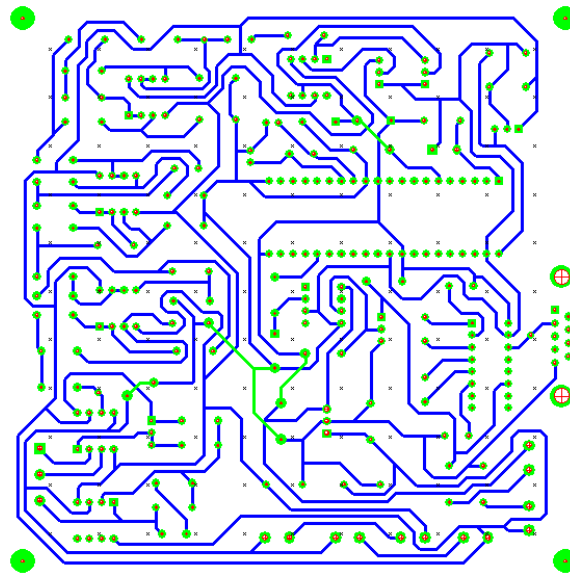
2. **Resultados.** A continuación se muestra el archivo PCB del proyecto:

Figura No.96. Archivo PCB del Módulo de señal electromiográfica



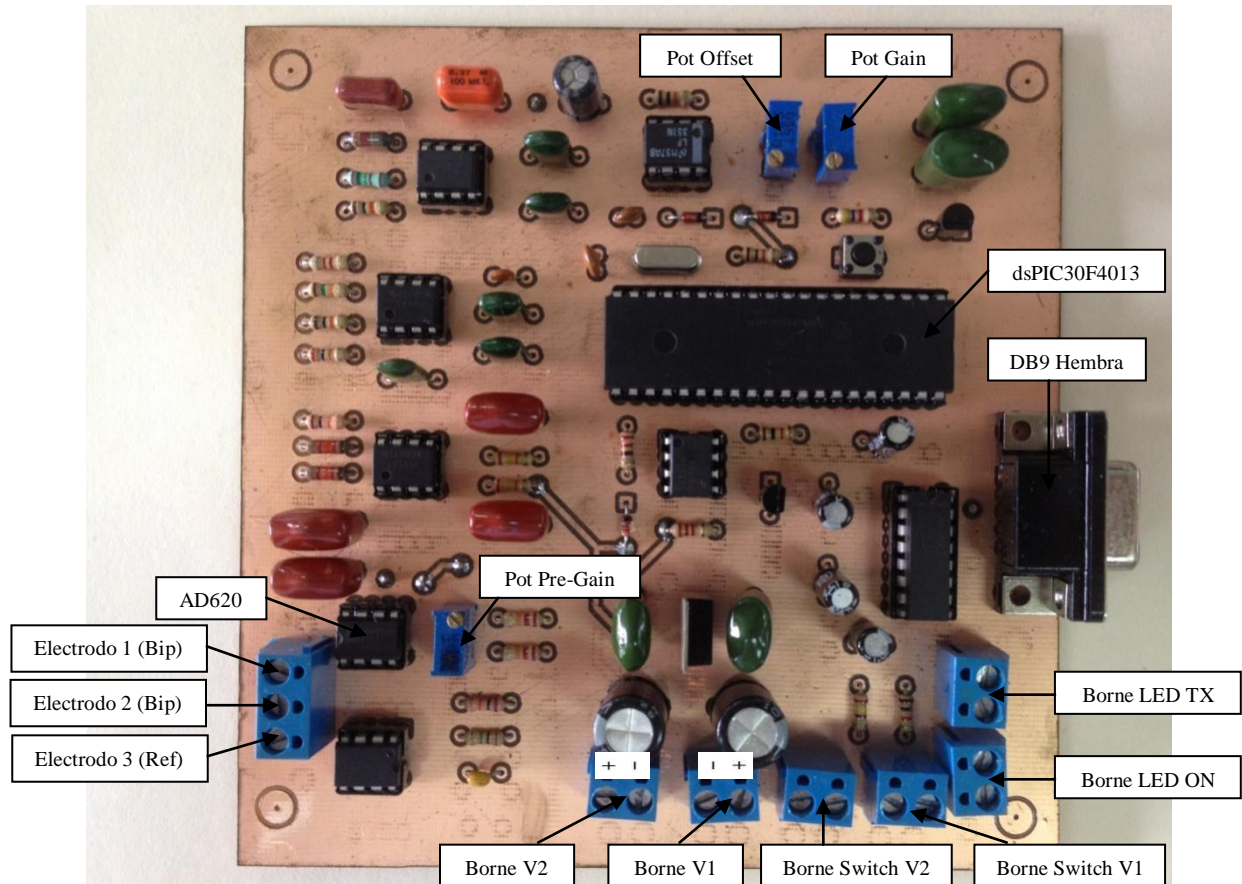
A continuación se muestran los archivos *Gerbery NC Drills* del proyecto:

Figura No.97. Archivos *Gerbery NC Drills* del Módulo de señal electromiográfica



A continuación se muestra el circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica finalizado:

Figura No.98. Circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica



Para probar el funcionamiento del circuito impreso se utilizaron señales electromiográficas. La conexión de los electrodos en configuración bipolar se hizo de acuerdo a la Figura No. 74. La conexión del electrodo de referencia se hizo de acuerdo a la Figura No. 75.

El circuito impreso se diseñó con puntos de control para poder colocar la punta del osciloscopio y observar las señales que se encuentran presentes en dicho punto. A continuación se muestran imágenes de la señal electromiográfica en el punto de control situado en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013:

Figura No.99. Señal electromiográfica del comando Eco en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013

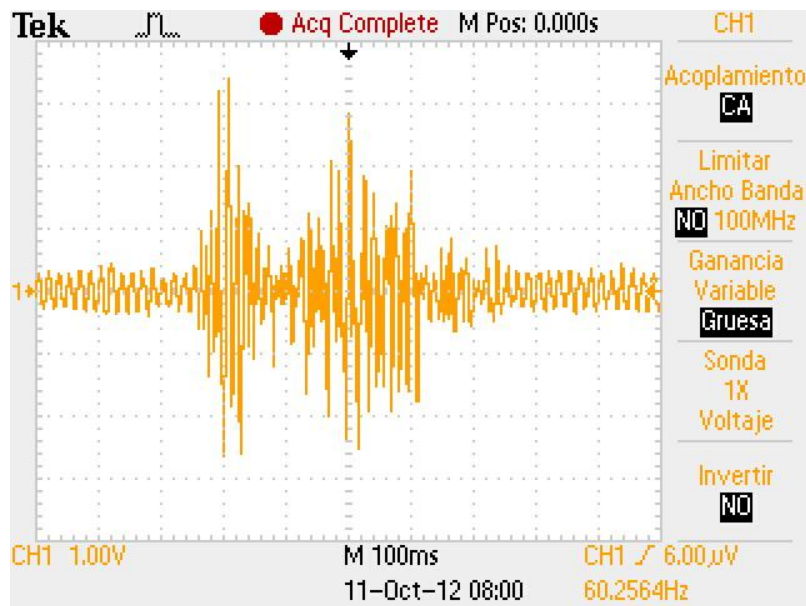


Figura No.100. Señal electromiográfica del comando Noviembre en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013

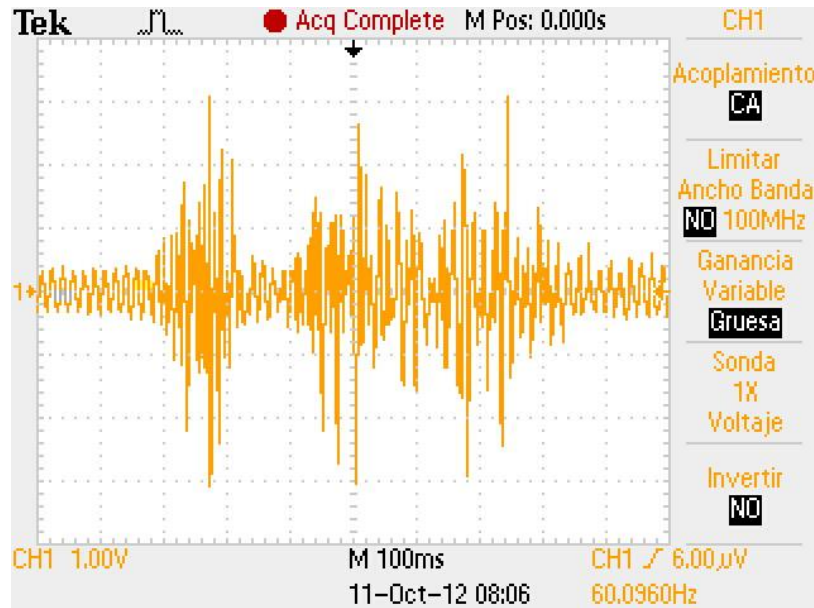


Figura No.101. Señal electromiográfica del comando Sigma en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013

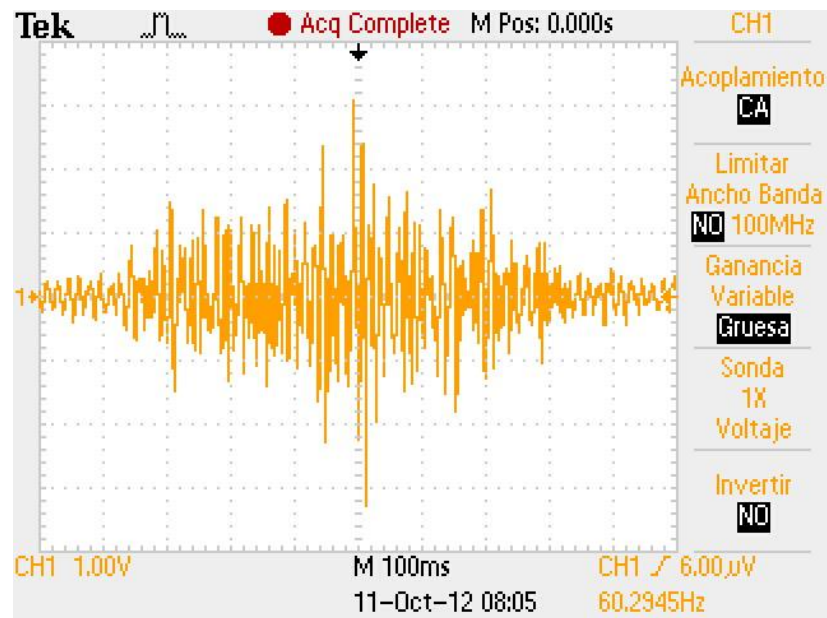


Figura No.102. Señal electromiográfica del comando Teléfono en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013

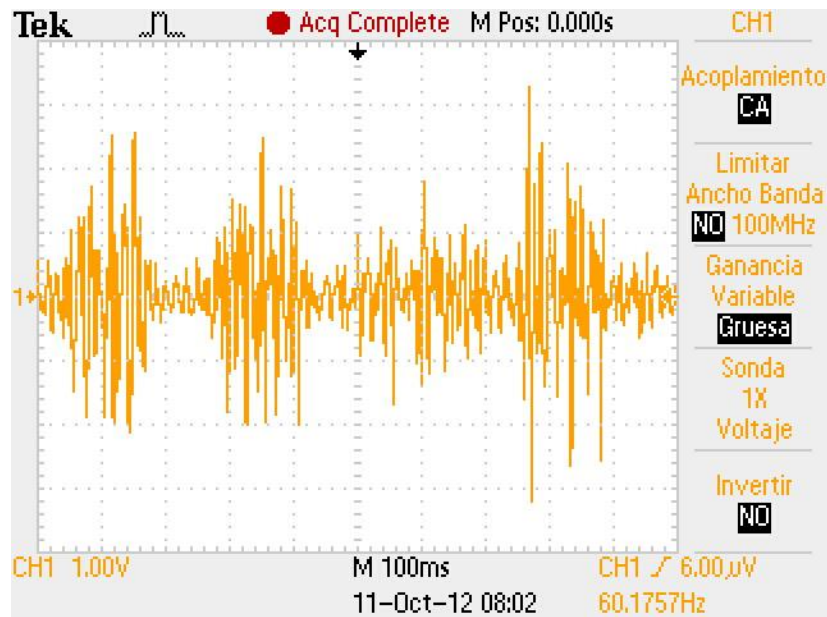
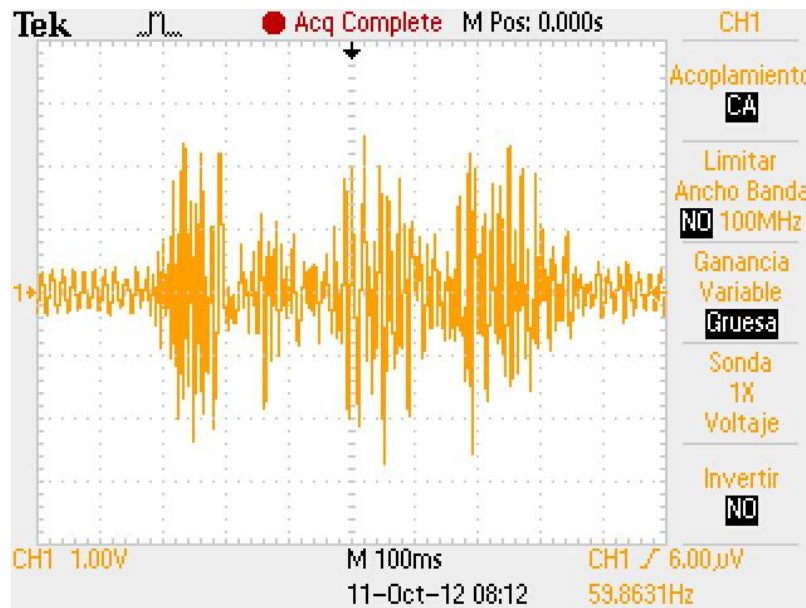


Figura No.103. Señal electromiográfica del comando Uniforme en la entrada analógica RB4 del dsPIC30F4013



El circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica se caracteriza por los siguientes parámetros de consumo eléctrico:

- V1 nominal: 9V
- V2 nominal: -9V
- Corriente nominal (V1): 120 mA
- Corriente nominal (V2): 15 mA

3. Discusión. El diseño del circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica representa la finalización del desarrollo y la integración de todos los submódulos que integran al circuito electrónico encargado de captar las señales electromiográficas y enviarlas al Módulo de detección y procesamiento de señales.

Entre los factores más importantes que determinaron este diseño fueron el tamaño del PCB, la agrupación de los diferentes componentes del circuito electrónico de acuerdo al submódulo (preamplificación, filtrado analógico, amplificación, normalización y filtrado digital), el número de capas del PCB y la estética del circuito.

Las reglas de diseño utilizadas en el diseño del circuito impreso fueron establecidas de acuerdo a los parámetros mínimos requeridos por el Departamento de Ingeniería en Electrónica para el fresado de circuitos impresos.

El programa Altium Designer, en el caso de diseño de circuitos impresos, ofrece una amplia gama de características importantes que facilitan el proceso de diseño de convertir un circuito electrónico esquemático a un circuito electrónico montado de una placa de cobre. Un ejemplo claro de lo expuesto anteriormente es el asistente de diseño de PCB's llamado PCB Board Wizard. El asistente PCB Board Wizard fue utilizado para la creación de un archivo PCB con las características deseadas: tamaño del PCB, uso de componentes *through-hole* y la asignación de las reglas de diseño mínimas (tamaño del *track*, tamaño del *drill*, tamaño del *pad* y *clearance*).

Una vez que las características deseadas fueron asignadas al archivo PCB, los componentes del esquemático fueron importados al espacio designado para el diseño del circuito impreso utilizando la opción *Import Changes From* del menú *Design*. Al importar los componentes del esquemático, Altium Designer utiliza los *footprints* de dichos componentes para identificarlos. Los *footprints* son dibujos que representan la forma física (distribución de pines, tamaño, etc.) que tienen los componentes electrónicos y se encuentran dentro de las diversas librerías de *footprint* que Altium Designer tiene instaladas. Algunos componentes electrónicos vienen con *footprints* predefinidos, pero estos *footprints* se pueden cambiar por otros *footprints* dependiendo del componente electrónico y las necesidades que existan a la hora de diseñar el circuito impreso.

La distribución y colocación de los componentes electrónicos fue una tarea de gran importancia para determinar la funcionalidad y la estética del circuito impreso. Para lograrlo, se utilizó la opción *Component Placement* con la funcionalidad *Auto Placer*. Dentro del *Auto Placer* se seleccionó *Statistical Placer* con *Group Components*. Con lo anterior se logró agrupar los componentes por áreas específicas dentro del circuito impreso, lo que facilitó el proceso de ruteo de los mismos. Con respecto a las conexiones externas, se utilizaron bornes colocados en posiciones específicas dentro del circuito impreso: un borne triple para los electrodos de superficie y varios bornes dobles para la

alimentación del circuito electrónico, interruptores y LED's indicadores.

Una vez que se tuvieron colocados los componentes electrónicos de la forma deseada, se prosiguió con la etapa de ruteo del circuito impreso. Para lograrlo, se utilizó la opción *All* del menú *Auto Route*. Primero se hizo el proceso de ruteo en la *Bottom Layer* (color azul), procurando que todos los circuitos integrados, bornes y el conector DB9 hembra quedaran ruteados en esta capa del circuito impreso. Una vez que se terminó el proceso de ruteo en la *Bottom Layer*, se continuó con el proceso de ruteo en la *Top Layer* (color rojo). Cabe destacar que la mayoría de las conexiones del proceso de ruteo se hicieron en la *Bottom Layer*.

Por último, se generaron los archivos de fabricación del circuito impreso: los archivos *Gerber* y el archivo *NC Drills*. Una vez que el circuito impreso fue fresado por el Departamento de Ingeniería en Electrónica, se soldaron todos los componentes electrónicos en la placa de cobre. Como protección del circuito impreso, se utilizó una laca dieléctrica en las dos capas de la placa de cobre.

I. Conclusiones del módulo

- Se desarrolló un circuito electrónico capaz de capturar las señales electromiográficas de interés y procesarlas utilizando etapas de preamplificación, filtrado analógico, amplificación y filtrado digital.
- Se determinó que los músculos del triángulo anterior del cuello son una buena ubicación para colocar los electrodos de superficie con el fin de obtener la señal electromiográfica de interés en la gesticulación de comandos por parte del usuario.
- Se estableció la comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales utilizando el módulo UART del procesador de señales digitales dsPIC30F4013 configurado con un baudrate de 115200 bps.

- Se determinó que el algoritmo de filtrado digital para un solo canal de electromiografía de superficie, utilizando el dsPIC30F4013 a 20 MIPS, tiene una duración $85 \mu s$.
- Se estableció un baudrate de 115200 bps entre el Módulo de señal electromiográfica y el Módulo de detección y procesamiento de señales debido a que se envían 30 bits cada vez que la señal electromiográfica es muestreada a 2600 Hz (cada 0.3846 ms aproximadamente).
- Se diseñó e implementó un filtro digital IIR tipo notch a 60 Hz en un procesador de señales digitales dsPIC30F4013 debido a que esto permite eliminar el ruido de la red eléctrica acoplado a la señal electromiográfica y enviar los datos filtrados al Módulo de detección y procesamiento de señales.

J. Recomendaciones del módulo

- Se recomienda investigar sobre modelos de procesadores de señales digitales con módulos de comunicación USB debido a que esto permitiría enviar más datos por unidad de tiempo (por ejemplo, usar un mayor número de canales de electrodos de superficie) al Módulo de detección y procesamiento de señales y aumentar la frecuencia de muestreo de la señal electromiográfica si la aplicación lo necesitara.
- Se recomienda investigar diseños alternativos de circuitos DRL para la conexión del electrodo de referencia al lóbulo de la oreja izquierda o derecha del paciente con el objetivo de mejorar el desempeño del circuito electrónico en reducir la interferencia en modo común en la etapa de preamplificación.
- Se recomienda investigar y experimentar con otras posiciones de los electrodos de superficie que permitan obtener señales electromiográficas de otras áreas musculares del cuerpo que puedan permitir el desarrollo de un control no convencional que pueda ser utilizado por personas discapacitadas.

- Se recomienda hacer más pruebas con personas utilizando el circuito electrónico del Módulo de señal electromiográfica en conjunto con la aplicación de reconocimiento y detección de señales del Módulo de detección y procesamiento de señales con fines de investigación y obtención de resultados que validen el funcionamiento del sistema para futuras aplicaciones.

VI. Módulo de detección y procesamiento de señales

A. Introducción

El presente módulo se encarga de la parte de detección y procesamiento de señales electromiográficas, obtenidas de los músculos. Es por ello que se busca determinar un método eficiente para llevar a cabo, de forma continua, un reconocimiento de patrones en dicha señal electromiográfica, con el fin de diferenciar y generar comandos, que se envían al Módulo de control maestro con el objetivo de mover una silla de ruedas eléctrica. Este módulo se concentra en la implementación para lograr dicho objetivo, mediante el uso de varios temas de inteligencia artificial y aprendizaje de máquina, y más específicamente, mediante una implementación de redes neuronales e inferencia probabilística.

La idea consistió en reconocer diferentes comandos predeterminados. Se buscó reconocer 3, 4 y 5 comandos con el objetivo de manejarse en un menú de opciones para activar los movimientos mecánicos de la silla de ruedas. Mediante la implementación del sistema descrito en el presente capítulo, se logró determinar que el uso de varias redes neuronales es bastante acertado para llevar a cabo un reconocimiento continuo de patrones en una señal electromiográfica. Se lograron porcentajes de éxito superiores al 85% para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos, en un tiempo inferior a 1 segundo para reconocer cada comando.

B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Detectar y procesar señales electromiográficas para proveer al Módulo de control maestro de los comandos necesarios para activar los movimientos mecánicos de la silla de ruedas.

2. Objetivos específicos del módulo

a. Obtener al menos un 85% de acierto en la interpretación y reconocimiento de, por lo menos, 4 comandos activados mediante señales electromiográficas.

b. Minimizar el tiempo de procesamiento para evitar retardos superiores a 1 segundo en la activación de comandos.

c. Llevar a cabo un procesamiento continuo de datos para que el usuario pueda activar un comando en todo momento.

d. Diseñar e implementar una interfaz gráfica en donde el usuario sea capaz de activar comandos predefinidos a través de señales electromiográficas.

C. Marco teórico

1. Wavelets y transformada Wavelet. Una función wavelet es una pequeña onda cuya energía se encuentra concentrada en el tiempo y sirve para el análisis de fenómenos transientes, no estacionarios y variantes en el tiempo. La Teoría de Wavelets trabaja de manera muy similar a la Teoría de Fourier, en la cual se utiliza el concepto de aproximación de señales usando la superposición de señales. Por ejemplo, el análisis utilizando Transformada de Fourier consiste en descomponer la señal original en funciones sinusoidales de diferentes frecuencias. En forma similar, la Transformada Wavelet descompone la señal en versiones trasladadas en el tiempo y escaladas de la Wavelet original, conocida como Wavelet madre. (González E. , 2011)(Graps, 2004)

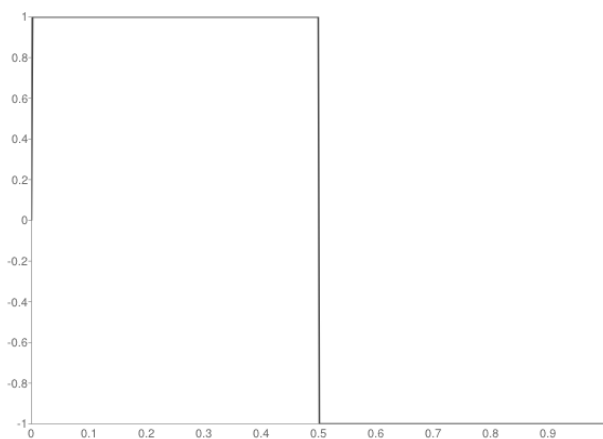
La diferencia entre la Teoría de Wavelets y la Teoría de Fourier radica en que las funciones wavelets varían en frecuencia y en escala. Lo anterior hace que el análisis Wavelet sea una herramienta muy poderosa para diversas aplicaciones que involucran procesamiento de señales, por ejemplo, el uso de señales bioeléctricas.

La definición de una wavelet (también conocida como *ondeleta*) es una señal de carácter oscilatorio de corta duración cuya energía es finita, con valor medio igual a cero y se encuentra concentrada en un determinado intervalo de tiempo. Las wavelets son familias de funciones que se encuentran en el espacio y se emplean como funciones de análisis, es decir, examinan la señal de interés para obtener sus características de espacio, tamaño y dirección. (Graps, 2004) La familia está dada por:

$$h_{a,b} = \frac{h\left(\frac{x-b}{a}\right)}{\sqrt{|a|}}; a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0$$

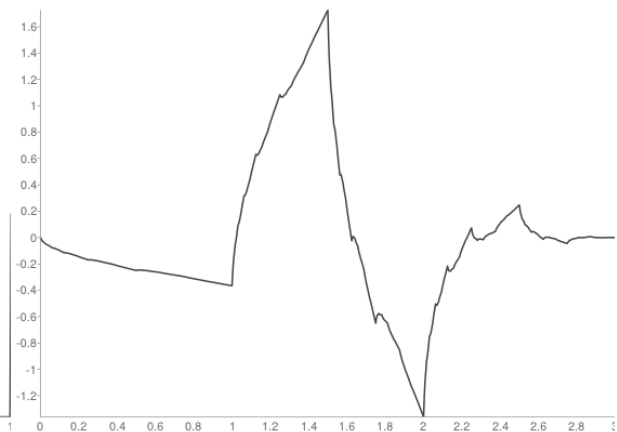
Entonces, la familia es generada a partir de funciones madre, o wavelet madre $h(x)$. A la función madre se le agregan un par de variables que son la variable de escala a , la cual permite hacer dilataciones y contracciones de la señal, y la variable de traslación b , la cual permite mover a la señal en el tiempo. En las siguientes figuras se muestran algunas de las wavelets más famosas.

Figura No.104. Wavelet Haar



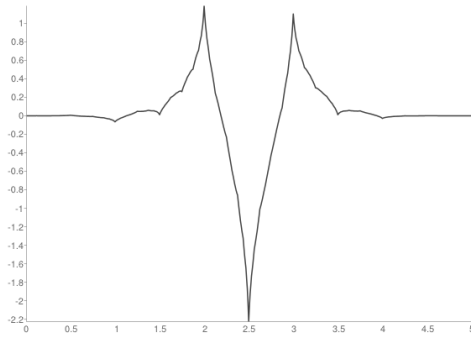
(Wasilewski, 2012)

Figura No.105. Wavelet Symlets de orden 2



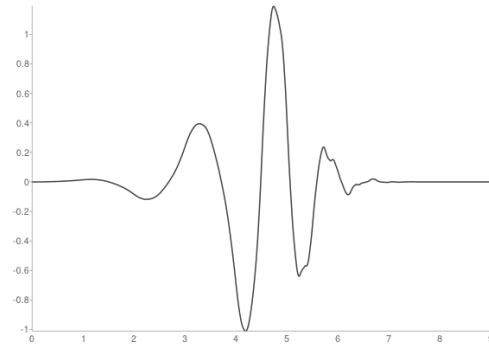
(Wasilewski, 2012)

Figura No.106. Wavelet Coiflets de orden 1



(Wasilewski, 2012)

Figura No.107. Wavelet Daubechies de orden 5



(Wasilewski, 2012)

Las transformadas de Wavelets comprenden la transformada continua de Wavelet y la transformada discreta de Wavelet. Es importante comprender que cuando se le aplica cierta transformación a una señal, se hace con el único objetivo de obtener información útil y que pueda ser complementaria a la información obtenida en el dominio temporal. Por ejemplo, con la transformada de Fourier nuestra visión de la señal en el dominio temporal se traslada a una en el dominio frecuencial. (González E. , 2011)(Hernández Díaz, 2003)(Steinbuch, 2005)

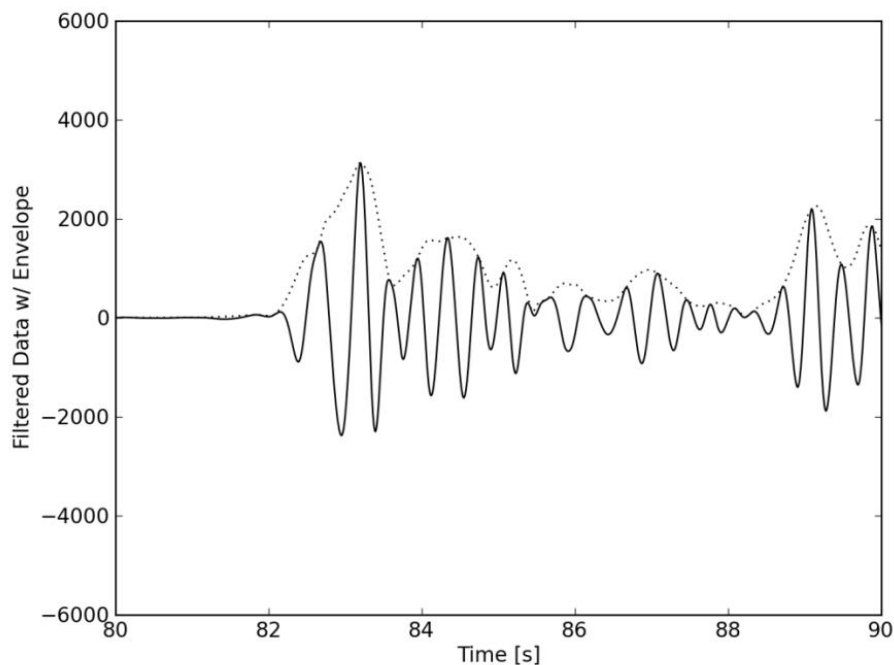
La transformada de Fourier, para muchas señales, es muy útil debido a que nos muestra el contenido frecuencial de una señal. Ahora bien, surge la interrogante para qué existen otro tipo de transformadas, por ejemplo, la transformada Wavelet. Cuando transformamos una señal al dominio frecuencial, es lógico pensar que la información temporal de la señal se pierde, por lo que no se puede decir cuándo ocurrió un evento en particular. Si la señal tiene un comportamiento estacionario, es decir, que no cambia mucho con el tiempo, lo anterior puede resultar no importante, pero en muchas aplicaciones, las señales más interesantes e importantes son aquellas que tienen comportamientos no estacionarios. Dichas señales presentan tendencias, cambios bruscos, comienzos y terminaciones de eventos para los cuales el análisis de Fourier no es adecuado. (González E. , 2011)(Hernández Díaz, 2003)(Steinbuch, 2005)

Como se explicará más adelante, para el presente trabajo de graduación se hizo uso de la transformada discreta Wavelet Daubechies de orden 5 para obtener mejores resultados al hacer uso de los coeficientes de aproximación y detalle.

2. Envoltente de una señal. De forma cualitativa, se dice que la envoltente de una señal es aquel límite en el cual dicha señal se encuentra contenida. Comúnmente este parámetro de la señal es observado y analizado en el dominio del tiempo. Es importante definir que dichos límites se representan como líneas imaginarias. Este límite tiene un límite superior y un límite inferior.

En algunos casos prácticos, cuando se habla de la envoltente de una señal, solamente se considera el límite superior, como es el caso del presente trabajo, en el que se utilizó únicamente el límite superior. A pesar de haber descrito a la envoltente de una señal como dos líneas imaginarias representando tanto al límite superior como al límite inferior, es posible generar una señal *envoltente* con la misma forma de la línea imaginaria. Un ejemplo de lo anterior es el uso de la Transformada de Hilbert, la cual tiene una aplicación útil en el área de procesamiento de señales para describir la envoltente compleja de una señal modulada por una portadora real.

Figura No.108. Ejemplo de envoltente de una señal (línea punteada) y señal de datos filtrada (línea continua)



(The ObsPy Development Team, 2012)

3. Códigos de detección de errores. Los códigos de detección de errores se utilizan con el objetivo de llevar a cabo una transmisión de datos segura. Se sabe que todos los medios de transmisión de datos poseen ruido, por lo tanto, se desea que los datos que lleguen al receptor sean íntegros. En el caso del presente trabajo de graduación se busca que tanto la recepción de datos, como la transmisión de datos se implementen apoyadas por un código de detección de errores, con el objetivo de brindar más seguridad y robustez a la aplicación.

El concepto central en la detección de errores es la redundancia. Para ser capaz de detectar o corregir errores, es necesario enviar algunos bits adicionales al mensaje. Estos bits redundantes son añadidos por el emisor y eliminados por el receptor. Su presencia permite que el receptor pueda detectar o corregir los bits dañados o corruptos. El concepto de incluir información adicional en la transmisión para la detección de errores es bastante útil. Pero en lugar de repetir la secuencia de datos completa (podría ser una opción), se tiene la idea de utilizar un grupo más corto de bits que puedan ser añadidos al final del mensaje. Esta técnica se denomina redundancia porque los bits adicionales son redundantes con la información. (Thamer, 2009)

Es importante mencionar que también existen códigos de corrección de errores, sin embargo, para el caso particular del presente trabajo de graduación no se consideraron debido a que basta con detectar que un dato es incorrecto para evitar analizarlo. No se implementa la corrección de errores, debido a que esto requiere bastante más tiempo de procesamiento y disponibilidad de bits de redundancia en el medio de transmisión, con los que no se cuenta en gran medida. A continuación se describen algunos de los códigos de detección de errores más famosos y utilizados.

a. Paridad simple. En este método se introduce un bit redundante, llamado bit de paridad. La idea de este es indicar si la cantidad de bits en 1 es par o impar. Se llama bit de paridad debido a que hace que el mensaje tenga una cantidad de 1's par. Por lo tanto, el emisor cuenta la cantidad de bits con valor de 1 y añade el bit de paridad. El receptor cuenta la cantidad de bits en 1 en el mensaje y si ésta es impar, se sabe que el mensaje es corrupto.

El principal problema de este método es que existe una alta probabilidad que dé un caso en el que exista un error, pero que no se detecte. Este método puede detectar todos los errores en un bit y una cantidad impar de errores en bits. Esto hace que la probabilidad de que se detecte un error sea de 0.5, lo que difícilmente es aceptable.

b. Paridad cruzada. Este método consiste en una mejora a la técnica de paridad simple. Ésta consiste en aumentar la probabilidad de detectar un error considerando a cada bloque por enviar como una matriz rectangular de n bits de ancho y k bits de alto. Se calcula por separado un bit de paridad para cada fila, seguido de un bit de paridad para cada columna y se agrega a la matriz como última fila.

La probabilidad de encontrar un solo error es la misma que en el caso de tener una paridad simple. Sin embargo, la probabilidad de detectar un número par de errores deja de ser 0. Este método puede detectar una sola ráfaga de longitud n , pues sólo se cambia un bit por columna. Sin embargo, una ráfaga de longitud $n + 1$ pasaría sin ser detectada si se invierten el primero y último bits, y si todos los demás bits están correctos. (Una ráfaga de errores no implica que todos los bits estén mal; sólo implica que cuando menos el primero y el último están mal.) Si el bloque está muy alterado por una ráfaga continua o por múltiples ráfagas más cortas, la probabilidad de que cualquiera de las n columnas tenga, por accidente, la paridad correcta es de 0.5, por lo que la probabilidad de aceptar un bloque alterado cuando no se debe es de 2^{-n} . (Tanenbaum, 2003)

c. Suma de verificación. Éste es un método sencillo pero eficiente solo con mensajes de longitud corta. Consiste en agrupar el mensaje a transmitir en cadenas de una longitud determinada, L , no muy grande. Considerando a cada cadena como un número entero numerado según el sistema de numeración $2^L - 1$.

A continuación, se suma el valor de todas las palabras en las que se divide el mensaje, y se añade el resultado al mensaje a transmitir, pero cambiado de signo. El receptor lo único que hace es sumar todas las cadenas, y si el resultado es 0, no hay errores. La principal ventaja de este método consiste en ser un método sencillo de implementar, tanto en *software* como en *hardware*, con resultados bastante aceptables.

d. Códigos polinomiales. En algunos casos el método de paridad cruzada o la suma de verificación ordinaria puede ser adecuado. Sin embargo en la actualidad se utiliza un código muy definido: el código polinomial, o código de redundancia cíclica (conocido también como código CRC). Los códigos polinomiales se basan en el tratamiento de cadenas de bits como representaciones de polinomios con coeficientes de 0 y 1 solamente. Un conjunto de datos de k bits se considera como la lista de coeficientes de un polinomio con k términos que van de x^{k-1} a x^0 . Se dice que tal polinomio es de grado $k - 1$. El bit de orden mayor (que se encuentra más a la izquierda) es el coeficiente x^{k-1} , el siguiente bit es el coeficiente de x^{k-2} y así sucesivamente. Por ejemplo, 110001 tiene 6 bits y, por lo tanto, representa un polinomio de grado 5, de seis términos con coeficientes 1, 1, 0, 0, 0, y 1: $x^5 + x^4 + x^0$. (Tanenbaum, 2003)

La comprobación de redundancia cíclica, por lo tanto, es un tipo de función que recibe un flujo de datos de cualquier longitud como entrada y devuelve un valor de longitud fija como salida. El término suele ser usado para designar tanto a la función como a su resultado. Pueden ser utilizados como una suma de verificación para detectar la alteración de datos durante su transmisión o almacenamiento. Estos códigos son populares debido a su implementación simple en hardware, su facilidad de analizar matemáticamente y son particularmente efectivos para detectar errores ocasionados por ruido en los canales de transmisión.

La aritmética polinomial se hace mediante una operación módulo 2, de acuerdo con las reglas de la teoría de campos algebraicos. No hay acarreo para la suma, ni préstamos para la resta. Tanto la suma como la resta son idénticas a un OR exclusivo. La división se lleva a cabo de la misma manera que en binario, excepto que la resta es de módulo 2, igual que antes. Se dice que un divisor "cabe" en un dividendo si éste tiene tantos bits como el divisor. (Tanenbaum, 2003)

Cuando se emplea el método de código de redundancia cíclica, o código polinomial, el emisor y el receptor deben acordar por adelantado un polinomio generador $G(x)$. Tanto los bits de orden mayor y menor del generador deben ser 1. Para calcular lo que puede ser utilizado como suma de verificación para un mensaje con m bits, correspondiente al polinomio $M(x)$, el mensaje debe ser más largo que el polinomio

generador. La idea es incluir una especie de suma de verificación al final de la trama de tal manera que el polinomio representado con la suma de verificación sea divisible entre $G(x)$. Cuando el receptor recibe la trama con suma de verificación, intenta dividirla entre $G(x)$. Si hay un residuo, ha habido un error de transmisión. (Tanenbaum, 2003)

El algoritmo para calcular esta suma de verificación es el siguiente:

- Sea r el grado de $G(x)$. Anexar r bits cero al final del mensaje, para que ahora contenga $m + r$ bits y corresponda al polinomio $x^r M(x)$.
- Dividir la cadena de bits correspondiente a $G(x)$ entre la correspondiente a $x^r M(x)$, usando una división módulo 2.
- Restar el residuo (que siempre es de r o menos bits) a la cadena de bits correspondiente a $x^r M(x)$ usando una resta módulo 2. El resultado corresponde al mensaje con suma de verificación que va a transmitirse. A este polinomio se le conoce como $T(x)$.

Para analizar el alcance de este método, imaginemos que ocurre un error de transmisión tal que en lugar de que llegue la cadena de bits para $T(x)$, llega $T(x) + E(x)$. Cada bit 1 en $E(x)$ corresponde a un bit que ha sido invertido. Si hay k bits 1 en $E(x)$, han ocurrido k errores de un solo bit. Una ráfaga de errores individual se caracteriza por un 1 inicial, una mezcla de ceros y unos, y un 1 final, siendo los demás bits 0. (Tanenbaum, 2003)

Al recibir el mensaje con suma de verificación, el receptor la divide entre $E(x)$; es decir, calcula $(T(x) + E(x))/G(x)$. Sabemos que $T(x)/G(x) = 0$, por lo que el resultado del cálculo es simplemente $E(x)/G(x)$. Queda claro que no se detectarán los errores que por casualidad correspondan a polinomios que contengan $G(x)$ como factor; todos los demás errores serán atrapados. (Tanenbaum, 2003)

Por ejemplo, si ha ocurrido un error de un solo bit, $E(x) = x^i$, donde i determina qué bit es erróneo y $G(x)$ contiene dos o más términos, entonces nunca será divisor exacto de $E(x)$, por lo que se detectarán los errores de un solo bit. (Tanenbaum, 2003)

De manera similar, si han ocurrido dos errores de un solo bit aislados, $E(x) = x^i + x^j$, donde $i > j$ (también se puede escribir como $E(x) = x^j(x^{i-j} + 1)$) y suponemos que $G(x)$ no es divisible entre x , entonces una condición suficiente para detectar todos los errores dobles es que $G(x)$ no divida a $x^k + 1$ para ninguna k hasta el valor máximo de $i - j$ (es decir, hasta la longitud máxima del mensaje). (Tanenbaum, 2003)

Por otro lado, supongamos que hay una cantidad impar de bits con error, entonces $E(x)$ contiene un número impar de términos (por ejemplo, $x^5 + x^2 + 1$, pero no $x^2 + 1$). Curiosamente, ningún polinomio con un número impar de términos posee a $x + 1$ como un factor en el sistema de módulo 2, por lo que haciendo $x + 1$ un factor de $G(x)$ podemos atrapar todos los errores consistentes en un número impar de bits. (Tanenbaum, 2003)

Para comprobar que ningún polinomio con una cantidad impar de términos es divisible entre $x + 1$, supongamos que $E(x)$ tiene un número impar de términos y que es divisible entre $x + 1$. Factorice $E(x)$ en $(x + 1)Q(x)$. Ahora evalúe $E(1) = (1 + 1)Q(1)$. Dado que $1 + 1 = 0$ (módulo 2), $E(1)$ debe ser cero. Si $E(x)$ tiene un número impar de términos, la sustitución de 1 por x en cualquier lugar siempre dará como resultado un 1. Por lo tanto, ningún polinomio con un número impar de términos es divisible entre $x + 1$. (Tanenbaum, 2003)

Por último, y lo que es más importante, un código polinomial con r bits de verificación detectará todos los errores en ráfaga de longitud $\leq r$. Un error en ráfaga de longitud k puede representarse mediante $x^i(x^{k-1} + \dots + 1)$, donde i determina la distancia a la que se encuentra la ráfaga desde el extremo derecho del mensaje recibido. Si $G(x)$ contiene un término x^0 , no tendrá x^i como factor, por lo que, si el grado de la expresión entre paréntesis es menor que el grado de $G(x)$, el residuo nunca puede ser cero. (Tanenbaum, 2003)

Si la longitud de la ráfaga es de $r + 1$, el residuo de la división entre $G(x)$ será cero si, y sólo si, la ráfaga es idéntica a $G(x)$. Por la definición de ráfaga, el primero y el último bit deben ser 1, así que el que sean iguales o no depende de los $r - 1$ bits intermedios. Si se consideran igualmente probables todas las combinaciones, la

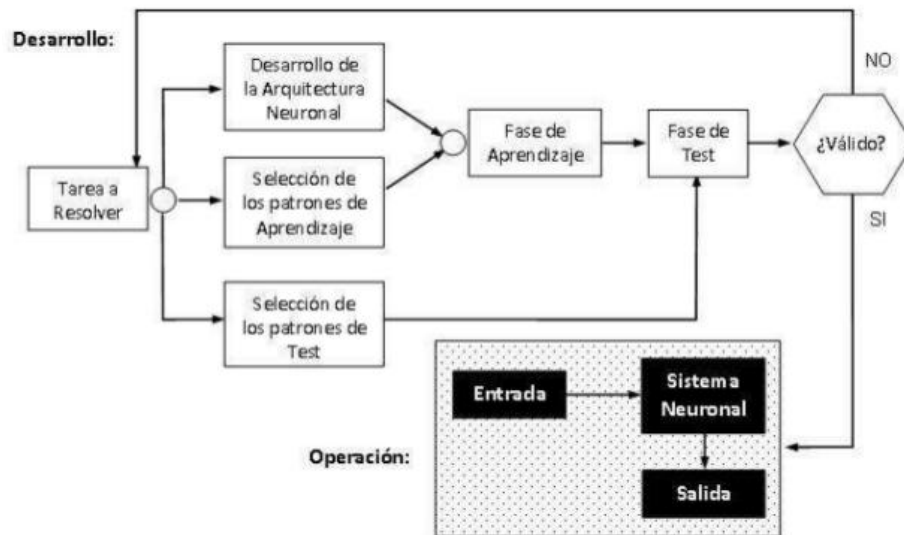
probabilidad de que se acepte como válida tal mensaje incorrecto es de $\left(\frac{1}{2}\right)^{r-1}$. (Tanenbaum, 2003)

También puede demostrarse que cuando ocurre una ráfaga de errores mayor que $r + 1$, o cuando ocurren varias ráfagas más cortas, la probabilidad de que un mensaje incorrecto no sea detectado es de $\left(\frac{1}{2}\right)^r$, suponiendo que todos los patrones de bits sean igualmente probables. (Tanenbaum, 2003)

4. Redes de neuronas artificiales. Desde hace mucho tiempo se ha empezado a intentar desarrollar modelos computacionales con el objetivo de emular el comportamiento del cerebro humano. Uno de estos modelos es el que se conoce hoy en día como las Redes de Neuronas Artificiales. Las Redes de Neuronas Artificiales (RNA o ANN, por sus siglas en inglés) consisten en modelos matemáticos o computacionales inspirados por varios aspectos de estructura y funcionamiento de las Redes Neuronales Biológicas.

Las Redes de Neuronas Artificiales se han hecho muy populares debido a su facilidad de uso e implementación y a la habilidad para aproximar cualquier función matemática. Tienen la ventaja de que poseen una gran habilidad para obtener resultados de datos complicados e imprecisos, para extraer de ellos patrones difíciles de apreciar por los humanos a simple vista, como es el caso del presente trabajo de graduación. En la siguiente figura se muestra el esquema básico de un sistema que busca implementar redes de neuronas artificiales.

Figura No.109. Esquema básico empleado para trabajar con una red neural artificial

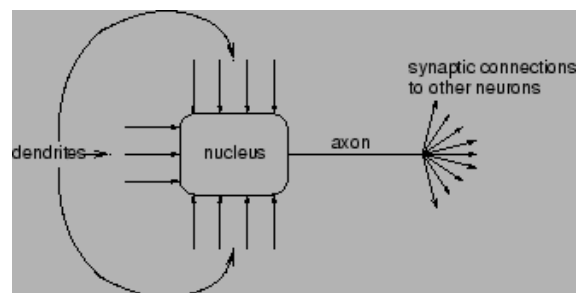


(Gestal Pose)

El cerebro humano es una máquina bastante complicada, capaz de resolver problemas muy complejos. A pesar que actualmente se posee una gran cantidad de información sobre el cerebro, todavía no se ha logrado comprender algunas de las operaciones básicas u otras más complejas del mismo.(Nissen, 2003)

Para comprender bien en qué consiste una red de neuronas artificiales es necesario tener un conocimiento básico de la estructura interna del cerebro y cómo funciona. El cerebro es parte del Sistema Nervioso Central y consta de una gran cantidad de redes de neuronas. En la siguiente figura se muestra una simplificación de una neurona biológica.

Figura No.110. Simplificación de neurona biológica



(Nissen, 2003)

Una red de neuronas es una red que consiste en neuronas conectadas. El centro de la neurona es conocido como núcleo. El núcleo de una neurona se encuentra conectado a otro núcleo por medio de las dendritas y un axón. Estos consisten en prolongaciones que generalmente transmiten impulsos hacia otra neurona. Esta conexión se conoce como sinapsis. En la sinapsis se lleva a cabo la transmisión del impulso nervioso. (Gestal Pose)(New England Complex System Institute)

Cuando una neurona recibe suficiente impulso eléctrico, éste pasa por medio de las dendritas y activa un pulso en el axón, que lo envía a otras neuronas. Ésta es la forma de propagación a través de las redes de neuronas. Las conexiones sinápticas cambian conforme pasa su tiempo de vida, así como la cantidad de pulsos necesarios para su activación. De esta forma es como las redes de neuronas aprenden. (Gestal Pose)(New England Complex System Institute)

Un cerebro humano consiste en aproximadamente 10^{11} neuronas interconectadas con aproximadamente 10^{15} conexiones. Estas neuronas se activan en paralelo y reciben información del resto del Sistema Nervioso, por medio de los cinco sentidos y permiten tener el control de los músculos. (Gestal Pose)(New England Complex System Institute)

Por el momento no es posible crear un cerebro artificial, pero es posible hacer una simplificación de una neurona y por consiguiente de una red de neuronas. Es importante mencionar que las redes de neuronas artificiales no son inteligentes, pero son buenas reconociendo patrones y estableciendo reglas de comparación para problemas complejos. Además de esto, poseen grandes capacidades para ser entrenadas y es por esto que suelen ser utilizadas en las investigaciones recientes sobre inteligencia artificial.

a. *Neurona artificial.*El primer modelo de neurona artificial fue propuesto por Warren McCulloch y Walter Pitts. Ésta consistía en una unidad de cálculo que intentaba modelar el comportamiento de una neurona biológica.

La idea era modelar una estructura y un funcionamiento simplificado de las

neuronas del cerebro, considerándolas como dispositivos con n entradas, una única salida y sólo dos estados posibles: activa o inactiva.

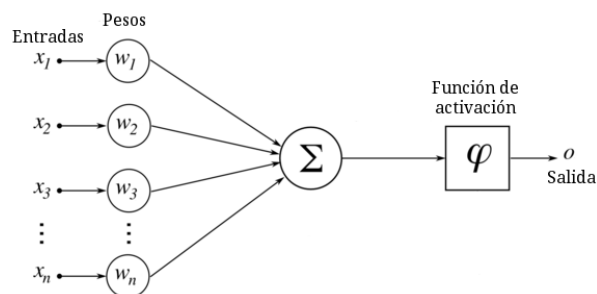
Una red era, en ese planteamiento inicial, una colección de neuronas de McCulloch y Pitts, todas sincronizadas, donde las salidas de unas neuronas estaban conectadas a las entradas de otras. Algunos de los planteamientos de McCulloch y Pitts se han mantenido desde 1943 sin modificaciones, otros por el contrario, han ido evolucionando, pero todas las formalizaciones matemáticas que se han realizado desde entonces han resultado un punto de partida útil para el estudio de las mismas.

La definición dada por McCulloch y Pitts ha sufrido algunas modificaciones, pero no ha sido reestructurada. Actualmente una única neurona artificial puede ser implementada de muchas formas distintas. Sin embargo, la definición matemática que representa a la neurona se muestra a continuación:

$$y(x) = f_a \left(\sum_{i=0}^n w_i x_i \right)$$

Donde x representa a una neurona con n dendritas de entrada (x_0, \dots, x_n) y un axión de salida $y(x)$. La implementación se hace mediante una ponderación dada por pesos (w_0, w_1, \dots, w_n). Estos pesos se determinan mediante un entrenamiento a la neurona. Finalmente tenemos a f_a , que representa a una función de activación o transferencia, que toma la ponderación de las entradas y devuelve una salida, generalmente acotada, que viene dada por la interpretación que se le quiera dar a la salida de la neurona. (Nissen, 2003) En la siguiente figura se puede observar la representación de una neurona artificial.

Figura No.111. Representación de una neurona artificial



b. Generalidades. Una de las definiciones que se estima más certera de las redes de neuronas artificiales es la siguiente:

«Las redes neuronales son conjuntos de elementos de cálculo simples, usualmente adaptativos, interconectados masivamente en paralelo y con una organización jerárquica que le permite interactuar con algún sistema del mismo modo que lo hace el sistema nervioso biológico.» (Gestal Pose)

Su aprendizaje adaptativo, auto-organización, tolerancia a fallos, operación en tiempo real y fácil inserción dentro de la tecnología existente, ha hecho que su utilización se haya extendido en muchas áreas. Están funcionando en diferentes aplicaciones como identificación de procesos, detección de fallos en sistemas de control, modelación de dinámicas no lineales, control de sistemas no lineales, optimización de procesos, etc. En general se puede encontrar que una red de neuronas artificiales se suele caracterizar por tres partes fundamentales: la topología de la red, la regla de aprendizaje y el tipo de entrenamiento. (Gestal Pose)

c. Ventajas. Es importante mencionar que las redes de neuronas artificiales no constituyen una idea reciente, sino se lleva trabajando en ellas durante más de 50 años. Sin embargo, sólo en las últimas décadas se ha desarrollado la tecnología que permite su aplicación eficiente. Éstas cuentan con varias ventajas, por las que son bastante utilizadas en el campo de la inteligencia artificial. Entre estas ventajas se puede mencionar (Gestal Pose):

- *Aprendizaje adaptativo:* ya que poseen la capacidad de aprender mediante una etapa de aprendizaje basada en un entrenamiento.
- *Auto-organización:* ya que tiene la capacidad de crear su propia representación de la información que recibe durante la etapa de aprendizaje, evitando que el usuario tenga que hacerlo.
- *Tolerancia a fallos:* ya que puede seguir respondiendo aun cuando se dañe parcialmente, pues almacena información redundante.
- *Capacidad de generalización o flexibilidad:* ya que tiene la capacidad de producir resultados coherentes de acuerdo con la naturaleza del problema, aún con entradas nuevas, señales con ruido u otros cambios en la entrada.
- *Operación en tiempo real:* ya que el cómputo neuronal puede realizarse en paralelo para obtener respuestas en tiempo real.

d. Desventajas. A pesar de las ventajas que poseen, es importante mencionar que no están exentos de ciertos inconvenientes. Uno importante es que habitualmente realizan un complejo procesamiento que supone millones de operaciones, por lo que no es posible seguir paso a paso el razonamiento que les ha llevado a extraer conclusiones. Sin embargo, para redes pequeñas es posible saber qué variables de las introducidas han sido relevantes para tomar la decisión, mediante una simulación o por el estudio de los pesos sinápticos. (Gestal Pose)

e. Funcionamiento. Las redes neuronales consisten en una simulación de las propiedades observadas en los sistemas neuronales biológicos a través de modelos matemáticos recreados mediante mecanismos artificiales. (Gestal Pose) El objetivo es conseguir que las máquinas den respuestas similares a las que es capaz de dar el cerebro que se caracterizan por su generalización y su robustez. Una red neuronal se compone de unidades llamadas neuronas. Cada neurona recibe una serie de entradas a través de interconexiones y emite una salida. Esta salida viene dada por dos funciones:

- *Una función de propagación o de excitación*, que por lo general consiste en el sumatorio de cada entrada multiplicada por el peso de su interconexión.
- *Una función de activación o de transferencia*, que se aplica al valor devuelto por la función de propagación. Se utiliza para acotar la salida de la neurona y generalmente viene dada por la interpretación que queramos darle a dichas salidas.

En una red de neuronas existe un peso (sináptico) que va a ser un valor numérico que pondera las señales que se reciben por sus entradas. Este peso puede ser considerado como un valor que determina la fuerza de conexión entre 2 neuronas. Cuando se evalúa una neurona se debe calcular el conjunto de todas las fuerzas o valores que se reciben por sus entradas. (Gestal Pose)

f. Función de transferencia o activación. Biológicamente, un cerebro aprende mediante la reorganización de las conexiones sinápticas entre las neuronas que lo componen.

De la misma manera, las redes de neuronas artificiales tienen un gran número de neuronas artificiales interconectadas que de forma simplificada simulan la funcionalidad de las neuronas biológicas. En esta simulación, la reorganización de las conexiones sinápticas biológicas se modela mediante un mecanismo de pesos, que son ajustados durante la fase de entrenamiento.

Por otra parte, en una RNA, además de los pesos y las conexiones, cada neurona tiene asociada una función matemática denominada función de transferencia o de activación. Dicha función genera la señal de salida de la neurona a partir de las señales de entrada. Básicamente existen dos modelos de función de transferencia o activación (Gestal Pose):

- *Modelos acotados*: la idea es que la salida por el axón de la neurona se encuentre acotada en cualquier rango continuo (o discreto) de valores.
- *Modelos no acotados*: en los que no existe ningún límite para los valores de activación.

El usar un modelo acotado o no acotado depende de la aplicación que se esté modelando. Cuando se diseña una red debe establecerse cómo van a ser los valores de activación de cada neurona y se debe decidir la función matemática con la que cada neurona procesará las entradas. Usualmente se trabaja con modelos acotados. Algunos de los modelos más utilizados son:

- *Función sigmoide*: utilizada para obtener valores en el rango de [0,1]. Se basa en la definición de las constantes s (que representa la amplitud de la función) y t (que representa el desplazamiento) en la función:

$$f_a = \frac{1}{1 + e^{2s(x+t)}}$$

- *Función escalón de Heaviside*: utilizada para obtener valores discretos de 0 o 1. La función se basa en un desplazamiento t de la siguiente forma:

$$f_a = \begin{cases} 0, & x + t > 0 \\ 1, & x + t \leq 0 \end{cases}$$

- *Función tangente hiperbólica*: utilizada para obtener valores en el intervalo de $[-1,1]$. Al igual que la función sigmoide se basa en las mismas constantes, pero de la siguiente forma:

$$f_a = \tanh(s(x + t)) = \frac{e^{2(s(x+t))} - 1}{e^{2(s(x+t))} + 1}$$

- *Función softmax*: utilizada como una aproximación de la operación *máximo*. Esta función de activación no se utiliza de forma aislada, sino para toda la capa de neuronas. La idea se basa en que la sumatoria de todas salidas de las neuronas de la capa sea un valor de 1, por lo que la salida de una neurona representa de cierta forma una función de pertenencia. La función de activación para cada neurona i entre todas las neuronas de la capa q con n neuronas, viene dada por:

$$f_{a_i} = \frac{\exp(q_i)}{\sum_{j=1}^n \exp(q_j)}$$

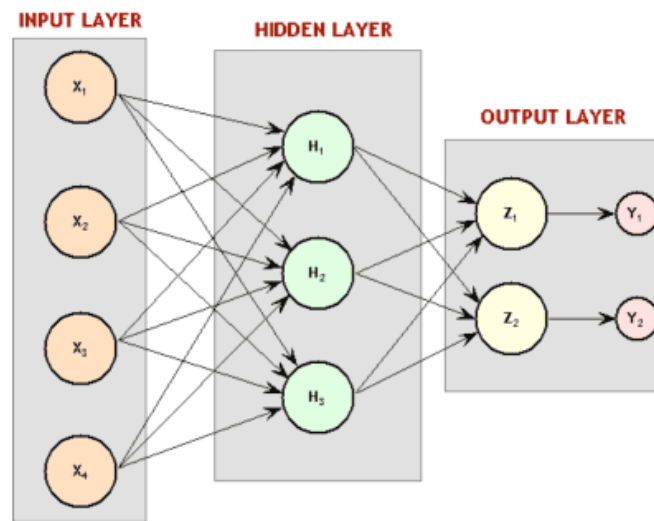
g. Topología. Una de las partes fundamentales de las redes de neuronas artificiales es la topología de la red. Ésta consiste en el número de neuronas que tendrá la red (entradas, salidas y capas ocultas), así como su disposición de capas y la forma en la que éstas se interconectan. La topología de la red es crítica, pues ésta determina la capacidad de conocimiento que puede almacenar. (Gestal Pose)

Las topologías más comunes se dan por el patrón de conexiones que presentan. Entre las que se puede mencionar están las redes de propagación hacia delante (*FeedForward Networks*) y las redes recurrentes o con retroalimentación total o parcial (*Recurrent Networks*).

h. Redes de propagación hacia delante. Se caracterizan por que todas las señales van desde la capa de entrada hacia la capa de salida sin existir ciclos, ni conexiones entre neuronas de la misma capa. Usualmente son organizadas en capas. Cada capa agrupa a un conjunto de neuronas que reciben sinapsis de las neuronas de la capa anterior y emiten salidas hacia las neuronas de la siguiente capa. La idea es que entre las neuronas de la misma capa no haya sinapsis. (Gestal Pose)

En este tipo de redes existe al menos una capa de entrada, formada por las neuronas que reciben las señales de entrada y una capa de salida, formada por una o más neuronas que permiten la respuesta de la red al exterior. Entre la capa de entrada y la de salida existen una o más capas intermedias, conocidas como capas ocultas. De este tipo de redes podemos encontrar a las redes monocapa y multicapa, dependiendo de la cantidad de capas ocultas que presente.

Figura No.112. Ejemplo de red neuronal de propagación hacia delante

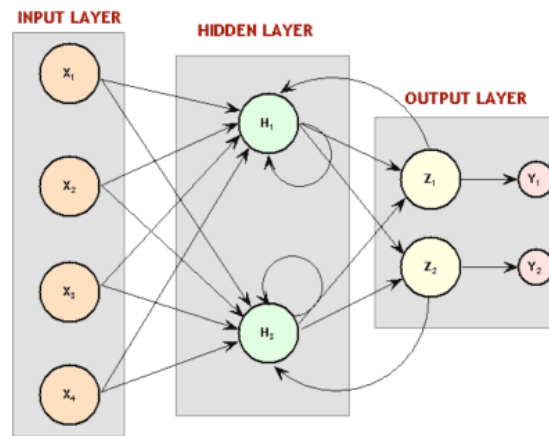


(Jones, 2008)

i. Redes recurrentes. En este tipo de redes los elementos pueden enviar estímulos a neuronas de capas anteriores, de su propia capa o a ellos mismos, por lo que desaparece el concepto de agrupamiento de las neuronas en capas. Esto hace que este tipo de redes sea bastante útil para cuando se trabaja con patrones de secuencias en las que aparece el concepto del tiempo, es decir, sistemas dinámicos.

Por lo mencionado anteriormente, cada neurona se ve obligada a calcular y recalcularse su estado varias veces, hasta que todas las neuronas de la red alcancen un estado estable, que se da en el momento en que ninguna neurona cambia con respecto a su estado anterior. Estas emulan más fielmente la estructura del cerebro humano, en donde los fenómenos de retroalimentación son fundamentales. Sin embargo, su proceso de entrenamiento es más lento y a la vez mucho más complejo.

Figura No.113. Ejemplo de red neuronal recurrente



(Jones, 2008)

j. Aprendizaje. Las redes neuronales deben pasar por un proceso de entrenamiento. A este proceso se le conoce como aprendizaje, pues es en el cual las redes modifican los pesos sinápticos de sus neuronas. Esto con el objetivo de emular la habilidad que posee el cerebro humano de interactuar con el ambiente y aprender de dichas interacciones.

Existen varios métodos de aprendizaje. Sin embargo, estos métodos se pueden clasificar en aprendizaje supervisado y aprendizaje no supervisado. Estos métodos se describen a continuación.

k. Aprendizaje supervisado. Necesitan de un conjunto de datos de entrada previamente clasificado o cuya respuesta objetivo se conozca. La idea es realizar una respuesta y comparar con lo existente, reajustando los pesos. El reajuste de los pesos está orientado a que, ante el patrón de entrada, la red se acerque cada vez más a la respuesta correcta.

l. Aprendizaje no supervisado. En este tipo de aprendizaje no se especifica a la red cuál debe ser la respuesta correcta; es decir, no hay una comparación entre la respuesta de la red y la respuesta deseada. Además, en este modelo de aprendizaje no existe ninguna influencia externa a la red, puesto que no se le informa de si un resultado fue correcto o no, tan solo se suministran grandes cantidades de datos con los que la red puede construir sus propias asociaciones.

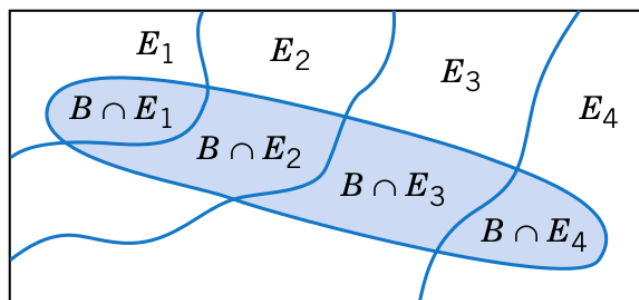
En éste se pretende que las neuronas se auto-organicen aprendiendo a captar las regularidades de los datos de entrada sin suministrarles ningún tipo de criterio o ayuda externa.

5. Teorema de Bayes. El teorema de Bayes es un simple enunciado matemático utilizado para calcular probabilidades condicionales. El teorema de Bayes es fundamental para simplificar el cálculo de un modelo empírico, debido a que simplifica el cálculo de probabilidades condicionales y porque aclara las características importantes del modelo. (Joyce, 2008)

Dados un conjunto de eventos mutuamente excluyentes y exhaustivos $\{E_1, E_2, \dots, E_n\}$ y dado un evento arbitrario B sabemos que: (Montgomery & Runger, 2003)(Papoulis, 1965)

$$B = B \cap (E_1, E_2, \dots, E_n) = (B \cap E_1) + (B \cap E_2) + \dots + (B \cap E_n)$$

Figura No.114. Ejemplo de partición de un evento en varios eventos mutuamente excluyentes y exhaustivos con un evento arbitrario



$$B = (B \cap E_1) \cup (B \cap E_2) \cup (B \cap E_3) \cup (B \cap E_4)$$

(Montgomery & Runger, 2003)

Del hecho que E_i no posee elementos en común con E_j sabemos que $(B \cap E_i)$ no tiene elementos en común con $(B \cap E_j)$, por lo tanto sabemos que: (Papoulis, 1965)

$$P(B) = P(B \cap E_1) + P(B \cap E_2) + \dots + P(B \cap E_n)$$

Sabemos también que la probabilidad condicional de A asumiendo B viene dada por la siguiente expresión: (Papoulis, 1965)

$$P(A|B) = \frac{P(A \cap B)}{P(B)} \Rightarrow P(A \cap B) = P(A|B)P(B)$$

De donde obtenemos que la probabilidad total del evento arbitrario B viene dada por: (Papoulis, 1965)

$$P(B) = P(B|E_1)P(E_1) + P(B|E_2)P(E_2) + \dots + P(B|E_n)P(E_n) = \sum_{i=1}^n P(B|E_i)P(E_i)$$

A partir de este resultado, el teorema de Bayes nos permite evaluar las llamadas probabilidades a posteriori $P(E_i|B)$ de los eventos E_i en términos de las probabilidades (a priori) $P(E_i) \neq 0$ y la probabilidad condicional $P(B|E_i)$, de la siguiente forma. (Papoulis, 1965)

$$P(E_i|B) = \frac{P(B|E_i)P(E_i)}{P(B)} = \frac{P(B|E_i)P(E_i)}{\sum_{j=1}^n P(B|E_j)P(E_j)}$$

En el caso del presente trabajo de graduación, el Teorema de Bayes es utilizado para el caso particular de una partición binaria. En este caso se busca la probabilidad de que una muestra sea, o no, un comando.

Debido a esto es importante recalcar que el Teorema de Bayes en el caso especial de una partición binaria nos dice que:

$$P(E_i|B) = \frac{P(B|E_i)P(E_i)}{P(B|E_i)P(E_i) + P(B|\neg E_i)P(\neg E_i)}$$

Donde en este caso cada E_i representa a un comando en específico y B representa a un conjunto de mediciones obtenidas por medio de las diferentes redes neuronales, como se explicará en el sub capítulo VI.HMétodo de reconocimiento de comandos, y procesadas por medio de inferencia probabilística, como se explicará a continuación.

6. Inferencia probabilística. Para el presente trabajo de graduación, uno de los temas más importantes es el de la inferencia probabilística o inferencia bayesiana (en alusión del uso que se hace del teorema de Bayes durante el proceso de inferencia).

La inferencia probabilística es un tipo de inferencia estadística. La idea principal consiste en emplear evidencias u observaciones para inferir la probabilidad de una hipótesis. Es importante mencionar que este tema suele ser muy utilizado en diferentes campos, como la toma de decisiones, visión por computadora y reconocimiento de patrones. (Russell & Norvig, 2010)

En situaciones en las que se no se conoce con certeza la falsedad o verdad de una hipótesis es que son útiles los métodos de razonamiento aproximado, como lo es una inferencia probabilística. La tarea básica de cualquier sistema de inferencia probabilística es calcular la distribución de probabilidad posterior de un conjunto de variables de consulta (hipótesis), dado un conjunto de eventos observados, es decir, alguna asignación de valores para un conjunto de variables de las que se posee evidencia. (Russell & Norvig, 2010)

Como se ha mencionado anteriormente, en el caso del presente trabajo de graduación, la inferencia probabilística es utilizada para determinar la probabilidad de que una muestra de entrada sea un comando (hipótesis), dado los resultados de las diferentes redes neuronales que procesan la muestra de entrada (conjunto de evidencias).

En este caso se busca que las evidencias u observaciones de los que se habla anteriormente sean independientes, de tal forma que, dado un conjunto de evidencias $E = \{E_1, E_2, \dots, E_n\}$ independientes, la probabilidad de un evento aleatorio C (que en este caso representa el ser, o no, un comando, por lo que es modelado mediante una partición binaria) dado este conjunto de evidencias viene dada por:

$$P(C|E) = P(C|E_1, E_2, \dots, E_n) = \frac{P(C)P(E|C)}{P(C)P(E|C) + P(\neg C)P(E|\neg C)}$$

Sabemos que $P(E|C) = P(E_1, E_2, \dots, E_n|C)$ y al ser E un conjunto de evidencias independientes $P(E_1, E_2, \dots, E_n|C) = P(E_1|C) \cdot P(E_2|C) \cdot \dots \cdot P(E_n|C) = \prod_{i=1}^n P(E_i|C)$. De esta forma obtenemos que:

$$P(C|E_1, E_2, \dots, E_n) = \frac{P(C) \prod_{i=1}^n P(E_i|C)}{P(C) \prod_{i=1}^n P(E_i|C) + P(\neg C) \prod_{i=1}^n P(E_i|\neg C)}$$

Donde, $P(C)$ representa la probabilidad de que una muestra sea un comando (depende únicamente de la cantidad de comando), $P(\neg C) = 1 - P(C)$, al tratarse de una partición binaria, $P(E_i|C)$ representa las evidencias u observaciones obtenidas por las n redes neuronales.

El modelo anterior para $P(C|E_1, E_2, \dots, E_n)$ fue el utilizado en el presente trabajo de graduación y representa la probabilidad de que una muestra de entrada, que produce las evidencias E_1, E_2, \dots, E_n por medio de las salidas de las n redes neuronales, corresponda al comando C .

D. Delimitación e impacto del módulo

En este capítulo se habla del Módulo de detección y procesamiento de señales, el cual involucra la detección y generación de comandos mediante el reconocimiento de patrones en una señal electromiográfica. Esto permite realizar acciones de movimiento a través de comandos activados por un movimiento muscular leve para utilizar la silla de ruedas.

Como sabemos, la mayoría de personas que poseen alguna discapacidad física se vuelven altamente dependientes de las personas que cuidan de ellos. La importancia del presente módulo radica en que permite a una persona, impedida físicamente, lograr algún tipo de independencia al poder conducirse por sí misma con una silla de ruedas. La idea es brindarle al paciente un grado de autonomía, para que no tenga que esperar a que alguien haga las cosas por ella.

Dada la versatilidad del módulo puede ser utilizado para cualquier tipo de

sistema que involucre la activación de comandos. La ventaja radica en que puede ser utilizado en varias de las actividades diarias de una persona. Esta activación de comandos podría servir, por ejemplo, para la automatización de una casa², el uso de una computadora, realizar una llamada telefónica silenciosa, o cualquier otra aplicación que pueda implementarse mediante un menú de comandos. La idea de esta herramienta es que permita la independencia de una persona con alguna discapacidad física, brindándole cierto grado de libertad y autonomía, y mejorando significativamente su calidad de vida.

El módulo no involucra la obtención de la señal electromiográfica. El presente módulo pretende partir de dicha señal, ya filtrada y amplificadas. Una vez obtenida dicha señal, el módulo se encarga de normalizarla, adecuarla e interpretarla para la adecuada clasificación en diferentes comandos predeterminados. Obtenidos los comandos, el módulo se encarga de solicitar información necesaria, si fuera el caso, y mandar al Módulo de control maestro una serie de comandos para accionar los movimientos de la silla de ruedas. El módulo implementado se basó en diferentes técnicas de inteligencia artificial. La implementación consistió en el uso de varias redes de neuronas artificiales, con el fin de llevar a cabo el reconocimiento de patrones. La implementación de las redes de neuronas artificiales se realizó mediante un paquete programación, por lo que no corresponde al presente trabajo detallar el código fuente utilizado en la implementación de las redes de neuronas artificiales, sino únicamente indicar los parámetros establecidos para el diseño e implementación de las mismas.

Por otro lado, en módulo no se encarga de llevar a cabo el movimiento de los motores de la silla de ruedas. El módulo se encarga únicamente de enviar la solicitud del movimiento al Módulo de control maestro y esperar una confirmación por parte de dicho módulo. De igual forma, el módulo no se encarga de generar la ruta para la navegación de la silla de ruedas, en caso de ser un comando haciendo uso de la cámara. Para este caso, se solicita al Módulo de control maestro de la información necesaria y se envía al Módulo de navegación mediante visión por computadora, que se encarga de generar una lista de acciones que la silla de ruedas debe realizar, lo regresa al módulo y éste se encarga de enviarlo al Módulo de control maestro.

² Sería muy interesante que una persona cuadraplégica o parapléjica pudiera apagar luces, encender la televisión, recostar su cama, etc, sin ayuda de alguna otra persona.

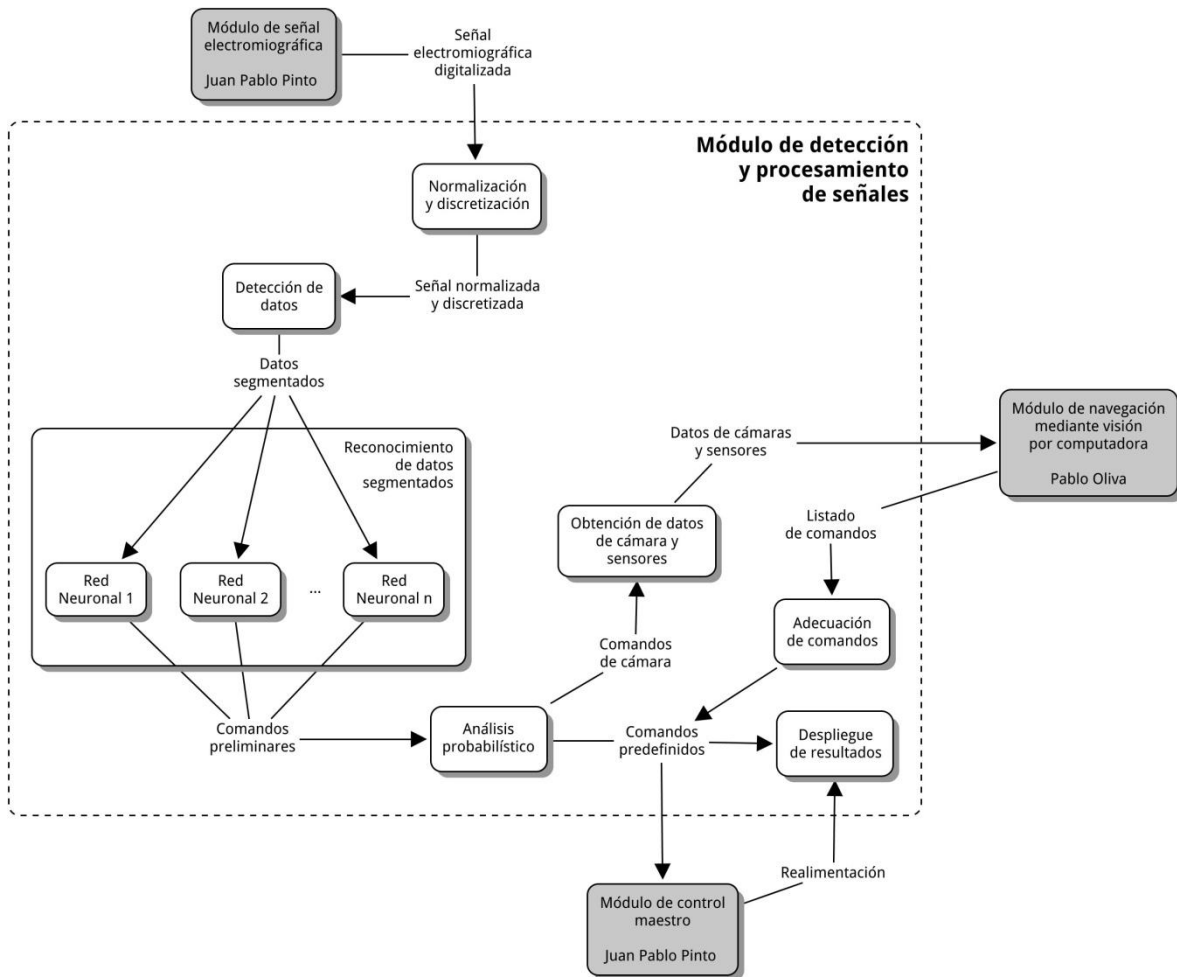
El Módulo de detección y procesamiento de señales no representaría una parte fundamental del proyecto, si lo que se desea es implementar una silla de ruedas. Sin embargo, al ser ésta dirigida a personas con discapacidades físicas, se vuelve necesario un método de control no convencional, en el cual se requiera de un movimiento físico leve por parte del paciente. Esto hace que el presente módulo sea una parte fundamental para el Megaproyecto.

Finalmente, la obtención y reconocimiento de patrones de señales cerebrales es una línea de investigación que se ha trabajado por varios años como parte del departamento de Electrónica en la Universidad del Valle de Guatemala. Sin embargo, se cuenta con muy poco contenido en el ámbito de señales electromiográficas. Esta línea de investigación se encuentra bastante desarrollada en varios países industrializados y varios centros de investigación importantes a nivel mundial. Es debido a esto que se busca colocar a Guatemala y a la Universidad del Valle de Guatemala en dicho ámbito de investigación científica.

E. Metodología del módulo

A continuación se presenta la metodología empleada en los diferentes experimentos utilizados para la realización de este módulo. Estos experimentos surgen a partir de las diferentes fases del proceso implementado para la elaboración del presente módulo. El orden en que se presentan los sub capítulos es basado en el orden en que se van realizando conforme se da una señal de entrada. El proceso completo se puede observar en el siguiente diagrama de bloques, en el que se ilustra desde un punto de vista macro, las funciones que realiza el presente módulo.

Figura No.115. Diagrama de bloques del Módulo de detección y procesamiento de señales



El presente módulo está dedicado al procesamiento de la señal electromiográfica con el propósito de la detección y activación de comandos. Por lo tanto, representa un módulo intermedio para el proyecto global y se encuentra relacionado a tres diferentes módulos del Megaproyecto: Módulo de señal electromiográfica, Módulo de navegación mediante visión por computadora y el Módulo de control maestro.

Hasta este punto, únicamente se ha mencionado que el presente módulo se encarga de la detección y procesamiento de señales electromiográficas. Sin embargo, es importante mencionar qué señales son las que se están analizando, para entrar en contexto. En este caso, la señal electromiográfica que se está obteniendo consiste en la lectura de impulsos eléctricos obtenidos mediante 2 electrodos de superficie en

configuración bipolar sobre músculos del triángulo anterior del cuello y un electrodo de referencia, usualmente conectado en la oreja del paciente. Estos electrodos, por lo tanto, toman capturan los datos obtenidos al realizar movimientos en un habla subvocal. A partir de esta configuración de electrodos se logró obtener una señal eléctrica que mide los movimientos articulatorios latentes que acompañan a la lectura sin producir sonido alguno, en este caso, se puede hablar de gesticulaciones del paciente. Esta señal eléctrica es filtrada y amplificada por el Módulo de señal electromiográfica, de tal forma que la señal obtenida por el presente módulo consiste en una señal digital que representa dicha habla subvocal. Por lo tanto, lo que se busca en el presente módulo es la correcta interpretación de comandos activados mediante gesticulaciones de palabras realizadas por un paciente.

El trabajo del presente módulo comienza con la obtención de datos. En el siguiente sub capítulo, VI.F Método de obtención de datos, se trata este tema. En dicho sub capítulo se discute, por lo tanto, sobre el protocolo de transmisión de datos y detección de errores entre el presente módulo y el Módulo de señal electromiográfica. Una vez se obtiene dicha señal digital filtrada y amplificada, se pasa por una etapa de normalización y discretización. Este proceso consiste, básicamente en adecuar la señal y dividirla en bloques de datos, para agilizar el proceso de detección. Una vez se tiene la señal discretizada y normalizada se pasa al proceso de detección de datos.

El proceso de detección de datos, al igual que el de normalización y discretización, se trata en el sub capítulo VI.G Método de detección de datos. Este proceso se encarga de detectar qué partes de la señal recibida son de interés, es decir, identifica y descarta los bloques que se consideren como un silencio por parte del paciente. Adicionalmente en este capítulo se trata el tema del procesamiento continuo.

La salida del proceso de detección de datos son segmentos de datos de interés. Estos segmentos son tratados por el proceso de reconocimiento de datos. Este proceso, como se puede observar en la Figura No.115 Diagrama de bloques del Módulo de detección y procesamiento de señales, se realiza mediante el uso de varias redes neuronales. Estas redes procesan los datos segmentados y devuelven comandos preliminares. Estas salidas pasan por un proceso de análisis estadístico para determinar

los comandos que el paciente está activando. Este tema se trata a detalle en el sub capítulo VI.HMétodo de reconocimiento de comandos.

Una vez se identificaron los comandos se pasa a ver de qué se tratan. En este caso, se tienen dos tipos de comandos: Comandos predefinidos y comandos de cámara. Si lo que se reconoce son los primeros, se prosigue a mandarlos al Módulo de control maestro y se espera una confirmación del mismo para desplegar los resultados de la acción solicitada. En el caso en el que la confirmación sea negativa o no exista confirmación, el módulo se encarga de notificar al usuario y proseguir con el proceso de reconocimiento. Por otro lado, en el caso de ser comandos de cámara, se realiza la obtención de las imágenes provenientes de dos cámaras, se solicita al Módulo de control maestro información de los sensores de luz, y se envían estos datos al Módulo de navegación mediante visión por computadora. Este módulo se encarga de procesar dichas imágenes y provee una lista de comandos a realizar, en caso de localizar una ruta que pueda tomar la silla de ruedas hacia un punto. Esta lista de comandos se adecúa a la comunicación establecida con el Módulo de control maestro y se envía comando por comando esperando su respectiva confirmación. Este proceso se trata con mayor detalle en el sub capítulo VI.IIIntegración de método de reconocimiento y sistema final.

F. Método de obtención de datos

En este sub capítulo se detalla el método de obtención de datos. Este método consiste en un protocolo de comunicación definido en conjunto con Juan Pablo Pinto para la comunicación y obtención de datos entre presente módulo y el módulo de Señal Electromiográfica. En las siguientes secciones se muestra el diseño implementado, la definición del método de comunicación, así como la selección, modelación e implementación de un método de detección de errores. Adicionalmente se describen los resultados obtenidos y la implementación final de dicho protocolo de comunicación.

1. Diseño. A continuación se muestran los pasos seguidos para la realización del protocolo de comunicación entre los dos módulos mencionados anteriormente.

a. Se empezó por determinar la frecuencia de muestreo utilizando los electrodos de superficie. La determinación de esta frecuencia se detalla en el módulo de la Señal Electromiográfica y se basa en el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon. Para el presente módulo, la selección de dicha frecuencia es importante debido a que afecta directamente la cantidad de datos recibidos. Para el presente módulo, la frecuencia de muestreo utilizando los electrodos se definió, en un principio, como 3,000Hz³.

b. Una vez determinada la frecuencia de muestreo, se prosiguió a la definición del medio de comunicación. En este caso, debido a su simple manejo e implementación, se decidió utilizar el protocolo RS-232 del puerto serial.

c. Posteriormente se definieron los parámetros requeridos para la comunicación serial. Entre estos parámetros se incluye:

1) Paridad: se realiza una transmisión sin paridad, para realizar la detección de errores de manera independiente del protocolo de transmisión.

2) Tamaño de palabra: se determinó el tamaño de la palabra, para la comunicación, como 8 bits.

3) Cantidad de bits de parada: se definió un único bit de parada.

4) *Baudrate*: como se explicará posteriormente, determinado a partir de la frecuencia de muestreo de los electrodos.

d. Una vez definidos los parámetros para el medio de comunicación, se prosiguió a la determinación del protocolo de comunicación.

1) Para esto fue necesaria la selección de un método de detección de errores.

2) Ya seleccionado el método de detección de errores, se prosiguió a determinar los parámetros requeridos para implementar dicho método. En el presente caso, se prosiguió con la selección de polinomio generador, como se mencionará más adelante.

e. Finalmente se llevó a cabo la implementación del protocolo

³ Es importante mencionar que el valor de esta frecuencia de muestreo se cambió a 2,600Hz debido a problemas que se discutirán más adelante.

utilizando los parámetros definidos anteriormente.

2. Definición de método de comunicación. El presente capítulo consiste, en su mayoría, en diseño y definición de parámetros. En esta sección se incluye la definición del método de comunicación, es decir, la estructura en la que se espera recibir los datos de tal forma que puedan utilizarse de forma correcta.

El primer parámetro que era necesario definir era la frecuencia de muestreo. Juan Pablo Pinto determinó dicha frecuencia como 3,000Hz, basándose principalmente en el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon. Por otro lado, dado que el circuito que maneja Juan Pablo Pinto puede manejar variables de hasta 12 bits, se decidió utilizarlos para tener una mejor resolución en el muestreo de los datos obtenidos a través de los electrodos de superficie. Se prosiguió determinando el *baudrate* a configurar en la conexión del puerto serial. Por medio de unas pruebas realizadas utilizando la librería se determinó que la frecuencia máxima que ésta permite es de 115,200 baudios. Por otro lado, se definió que cada dato será representado con 12 bits, como se mencionó anteriormente, y dado que el tamaño de palabra para la transmisión de datos por el puerto serial se definió como 8 bits, era necesario repartir un dato en, por lo menos, 2 bytes. Adicionalmente se sabe que además de estos 8 bits, el protocolo RS232 utiliza otros 2 bits para determinar dónde empieza y termina un dato. Por lo tanto, para transmitir un byte se requiere transmitir 10 bits.

A partir de las limitantes de la librería y con el motivo de aprovechar al máximo la librería se determinaron la cantidad de bytes que se pueden transmitir sin que exista un retardo. Sabiendo esto se determinó que es posible transmitir 38.4 bits sin que exista un retardo en los datos. Esto se determinó de la siguiente forma: $115,200 \text{ baudios} / 3,000 \text{ Hz} = 38.4 \text{ baudios/Hz}$. Debido a que 1 byte necesita 10 bits para transmitirse, la cantidad máxima a utilizar se ve limitada a 30 bits, lo que indica un baudrate mínimo necesario de 90,000 baudios para transmitir un dato de 12 bits. A partir de estos 30 bits se determinó que se podían transmitir hasta 3 bytes por cada dato de 12 bits sin que exista un retardo en los datos.

Ya sabiendo que se pueden transmitir 3 bytes se sabe que se tienen 24 bits

disponibles para la transmisión de 1 dato. Es importante notar que de estos 24 bits con los que se cuentan por cada dato es necesario reservar 12 de ellos para el dato en sí y se puede aprovechar los otros bits como bits de redundancia, por ejemplo. Dado que se determinó mandar un único dato repartido en 3 bytes es necesario identificar el orden de dichos paquetes, para que el software pueda procesarlos adecuadamente. Para esto se propuso colocar un encabezado en cada byte, con el que se pudieran identificar. Debido a que se cuenta con 3 bytes, es necesario reservar 2 bits de cada byte como encabezado. Esto se muestra en la siguiente tabla.

Tabla No.5. Encabezados de cada byte para la comunicación serial en la obtención de datos

Primer byte	Segundo byte	Tercer byte
0 0	0 1	1 0

Dado que se identificó que era necesario reservar 2 bits de cada byte, se sabe que se tienen disponibles únicamente 6 bits por cada byte. En total 18 bits, de los cuales es necesario utilizar 12 para el dato en sí, dejando 6 bits disponibles para redundancia. A manera de simplificar el resto, se decidió colocar en el primer byte los 6 bits más significativos (MSB) del dato, en el segundo, los 6 menos significativos (LSB) y en el último los 6 bits de redundancia. Esto se muestra en la siguiente tabla.

Tabla No.6. Protocolo establecido para la transmisión serial de un dato (obtención de datos)

Primer byte	Segundo byte	Tercer byte
0 0 6 MSB	0 1 6 LSB	1 0 6 bits de redundancia

Es importante mencionar que se optó por reservar bits para redundancia debido a que la aplicación debe buscar brindar seguridad al paciente, por lo que recibir datos corruptos puede implicar un mal reconocimiento de los comandos que busca accionar una persona. Estos bits de redundancia sirven, por lo tanto, para disminuir el uso de datos corruptos por parte de la aplicación.

3. Selección de método de detección de errores. Una vez determinada la cantidad de bits disponibles para redundancia se prosiguió a determinar el método de detección de errores. Como se mencionó anteriormente, se optó por seleccionar un método de detección de errores con el objetivo de poder detectar si los datos que se están recibiendo por parte del presente módulo son corruptos. La idea de implementar esto es agregarle robustez al sistema para brindarle la mayor seguridad posible al paciente intentando disminuir la cantidad de datos recibidos corruptos.

Una primera opción fue utilizar un método de paridad simple, por lo que se utilizaría 1 bit de paridad y se desperdiciarían 5 bits disponibles. El inconveniente con este método es que la probabilidad de no detectar un error es de 0.5. Este método fue descartado debido a que se considera una probabilidad muy alta para la aplicación que se desea. En este caso se busca dar la mayor seguridad posible a una persona, por lo que una probabilidad de 0.5 puede no ser adecuada para la aplicación.

Una segunda propuesta fue utilizar un método de paridad cruzada. Para este método se debe definir la cantidad de filas y la cantidad de columnas. Sea n la cantidad de columnas y k la cantidad de filas, se sabe que la probabilidad de que cualquiera de las n columnas tenga, por accidente, la paridad correcta es de 0.5, por lo que la probabilidad de aceptar un bloque alterado cuando no se debe es de 2^{-n} . Sabemos que el mensaje tiene 12 bits, por lo que lo podemos dividir en 6 y 2, o en 4 y 3. Si tomamos el primer caso, se necesitarían (6+2+1) bits de paridad, con los cuales no se cuenta. Si se toma el segundo caso, se necesitarían (4+3+1) bits de paridad, con los que tampoco se cuentan. Por lo tanto no es posible utilizar este método para la presente implementación.

Una tercera propuesta fue utilizar una suma de verificación. Para esta suma lo que hay que definir es la longitud en el cual cortar el mensaje. Notemos que si se parte el mensaje en 2, cada parte tendría 6 bits, que al sumarse pueden dar como resultado un número de más de 6 bits. Por lo tanto, es necesario partir el mensaje en más componentes. Definiendo que se parte el mensaje en 3, cada parte tendría 4 bits. El número más grande que puede ser representado en 4 bits es 15 y, debido a que se tienen 3 partes, la suma más grande sería de 45. Se sabe que para representar el número 45 son necesarios 6 bits, por lo que este método se podría utilizar siempre y

cuando no se le cambie el signo a la suma y el receptor sume el mensaje y lo compare con la respectiva enviada. Este método resulta una buena alternativa.

A pesar de esto, para esta aplicación se seleccionó el código polinomial. Esto debido a que es posible determinar una cantidad de bits de salida. Para este caso se sabe que se pueden utilizar 6 bits, por lo que es posible utilizar un polinomio de grado 6, representado en 7 bits. Algunas de las ventajas de utilizar este método son:

- Detecta todos los errores simples (de 1 bit)
- Detecta todos los errores dobles (2 bits)
- Detecta todos los errores en posiciones impares.
- Detecta todos los errores en ráfagas con una longitud menor o igual a 6 bits.
- Detecta en un 98.4375% los errores de ráfaga con más de 7 bits o más de una ráfaga de menos de 6 bits.

Es importante mencionar que esto se logra con la selección de un polinomio generador que cumpla con las características mencionadas en el marco teórico. Por lo tanto, para la selección del polinomio generador se tienen que tomar en cuenta varios factores. Dado que se busca un polinomio de grado 6, se sabe que éste será representado en 7 bits. Por otro lado, se tiene que asegurar que el primer bit y el último sean 1, por lo que se sabe que el polinomio es mayor que 1000001, es decir, 65 en decimal.

Es importante, notar que haciendo que el polinomio no sea factorizable en módulo 2, nos garantiza mejores resultados. Si se estuviera trabajando en módulo 10, se sabe que sería mejor utilizar un número primo. Sin embargo, como los códigos de redundancia cíclica se trabajan con aritmética de módulo 2, el equivalente es tener los números primos en dicha aritmética. Es importante notar que estos polinomios primos en módulo 2 no guardan una relación directa con los primos decimales.

Por ejemplo, se sabe que 113 es un número primo decimal. Si lo representamos en binario tendríamos 1110001. Notemos que el polinomio que este número representa es el siguiente: $x^6 + x^5 + x^4 + 1$, que es factorizable en aritmética de módulo 2 de la siguiente forma: $(x + 1)(x^5 + x^3 + x^2 + x + 1)$ Con esto comprobamos que el hecho de

ser primos decimales no garantiza que el polinomio que representen sea un polinomio primo en módulo 2.

Actualmente se utiliza este tipo de polinomios para diferentes implementaciones. Un ejemplo podría ser el CRC-5-USB, que es utilizado por el protocolo USB para la transmisión de paquetes. El polinomio que utiliza este protocolo es el siguiente: $x^5 + x^2 + 1$, el cual representa el número 37 decimal, y es un polinomio primo en módulo 2. Otro ejemplo es el CRC-7 utilizado por telecom systems. El polinomio que utilizan es el siguiente: $x^7 + x^3 + 1$, que al igual que el anterior, representa un polinomio primo en la aritmética de módulo 2.⁴

Debido a lo mencionado anteriormente se buscó un polinomio primo de 7 bits en aritmética de módulo 2. La Tabla No.7 Polinomios primos de 7 bits utilizando aritmética de módulo 2, muestra una lista con los únicos polinomios de este grado, utilizando dicha aritmética.

Tabla No.7. Polinomios primos de 7 bits utilizando aritmética de módulo 2

Decimal	Binario	Polinomio
67	1000011	$x^6 + x + 1$
73	1001001	$x^6 + x^3 + 1$
87	1010111	$x^6 + x^4 + x^2 + x + 1$
91	1011011	$x^6 + x^4 + x^3 + x + 1$
97	1100001	$x^6 + x^5 + 1$
103	1100111	$x^6 + x^5 + x^2 + x + 1$
109	1101101	$x^6 + x^5 + x^3 + x^2 + 1$
115	1110011	$x^6 + x^5 + x^4 + x + 1$
117	1110101	$x^6 + x^5 + x^4 + x^2 + 1$

(University of New Brunswick, Fredericton, Canada; 2003)

A partir de esta tabla se determinó el polinomio a utilizar para la implementación del protocolo de comunicación entre los 2 módulos. Se seleccionó el polinomio primo más grande. Este polinomio es representado por la cadena de bits: 1110101 y representa el número 117 en decimal, es decir, el polinomio seleccionado fue el siguiente: $G(x) = x^6 + x^5 + x^4 + x^2 + 1$.

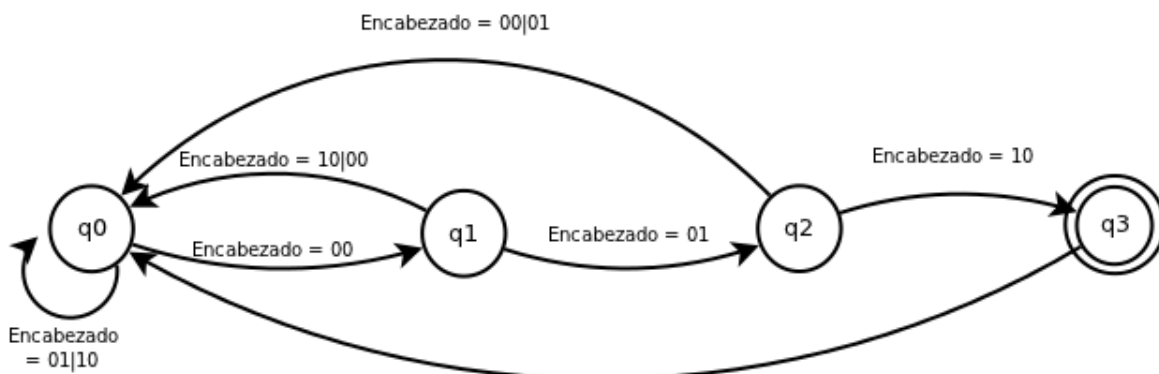
⁴Se puede observar que tanto CRC-5-USB como CRC-7 son polinomios primos en aritmética de módulo 2 en la tabla del siguiente recurso: University of New Brunswick, Fredericton, Canada. (2003). Prime Polynomials (2..511). [Online] <http://www.ece.unb.ca/tervo/ee4253/polyprime.shtml>

4. Modelación para implementación. Una vez definido el método de comunicación se prosiguió a la implementación del mismo. Es importante notar que este proceso de implementación para recibir los datos es completamente independiente del método de detección de errores seleccionado. Esto debido a que se modeló la recepción de datos como una máquina de estados finitos, como se explicará a continuación.

Como se mencionó anteriormente se reciben 3 bytes por cada dato. Sin embargo, es importante notar que ambos módulos pueden empezar a leer y enviar datos en diferentes instantes de tiempo. Es por esto que se vuelve importante hacer que se sincronicen y que se mantengan sincronizados. Debido a esto se modeló la implementación como una máquina de estados finitos para evitar leer datos erróneos, sincronizarse al principio y permanecer sincronizados durante el resto de la ejecución.

Para la transición entre estados se utilizaron los 2 bits de encabezado que contiene cada byte. Esto porque es necesario que la aplicación sepa el orden de los 3 bytes que conforman un dato. No se lleva un simple contador porque esto podría inducir demasiados errores a la hora que ocurra una pérdida de un dato. La siguiente figura muestra la definición de la máquina de estados finitos implementada.

Figura No.116. Máquina de estados finitos para la implementación del protocolo de transmisión de datos



Como se mencionó anteriormente, las transiciones entre cada estado dependen únicamente del encabezado de cada byte recibido. A continuación se describe cada estado modelado en la figura anterior:

- Estado 'q0': Este representa el estado inicial. Representa un estado en el que no

se tiene ningún byte que conforma un dato. Cambia al estado 'q1' únicamente cuando encuentra un byte con encabezado '00'.

- Estado 'q1': Este estado representa que ya se identificó el primer byte de un dato. Por lo tanto, durante este estado (y según el protocolo establecido anteriormente) se almacenan los 6 bits restantes como los bits más significativos del dato.
- Estado 'q2': Este estado representa que se identificó el segundo byte de un dato. Al igual que el anterior, al llegar a este estado se obtienen los 6 bits restantes y se almacenan, pero como los bits menos significativos del dato.
- Estado 'q3': Este es un estado de aceptación. Cuando se llega a este estado se prosigue a procesar el dato completo. Se empieza por tomar los 6 bits del byte entrante, los cuales representan a los bits de redundancia. Una vez alcanzado este estado se prosigue a realizar el proceso de detección de errores. Si se detecta un error en la transmisión, ésta es notificada al usuario. Sin embargo, de cualquier forma se regresa el estado actual a un estado 'q0', para empezar a leer el siguiente dato.

Esta máquina de estados finitos está diseñada, por lo tanto, para desechar o ignorar los bytes que vengan con un encabezado incorrecto, ya que se regresa a un estado inicial cuando el encabezado que se lee no es el esperado. También sirve al momento de empezar la lectura. Debido a que el circuito se encuentra siempre mandando datos, no se sabe en qué momento se empezará a leer del puerto. Es por esto que se desechan hasta que entre un byte aceptado.

5. Resultados e implementación final. Una vez seleccionados todos los parámetros y realizado las pruebas, se prosiguió a llevar a cabo la implementación de lo presentado anteriormente. Esta implementación consistió en un método para realizar el cálculo del código de redundancia cíclico, tanto en hardware como en software y la implementación de la máquina de estados finitos para la obtención de los datos.

Algo importante de mencionar fueron los problemas surgidos durante la implementación, y que llevaron a la re-selección de la frecuencia de muestreo y del método de detección de errores. Se empezó por la implementación del sistema sin la verificación de errores, es decir, colocando siempre en la posición de los bits de

redundancia un valor constante de 0. Esto se realizó con el propósito de probar el funcionamiento de la máquina de estados finitos y la correcta recepción de los datos.

Una vez realizada esta prueba se prosiguió a la implementación del cálculo del código de redundancia cíclica. Recordemos que hasta este punto se trabajó con una frecuencia de muestreo de 3,000Hz y utilizando 3 bytes para la transmisión de 1 dato. De estos 3 bytes, los últimos 6 bits corresponden a bits de redundancia para realizar la verificación de errores. Después de varias pruebas con los parámetros ya mencionados se notó que al circuito implementado por Juan Pablo Pinto no le daba tiempo realizar el cálculo de código de redundancia cíclico y filtrar al mismo tiempo. El resultado de esto se notaba a la hora de graficar los datos en la computadora, pues se notaba una gráfica bastante ruidosa y diferente a la que se estaba obteniendo anteriormente.

Al determinar que al circuito no le daba tiempo de filtrar los datos se realizaron pruebas bajando la frecuencia de muestreo. Se notó, experimentalmente de esta forma, que a una frecuencia de 2,600Hz al circuito ya le daba tiempo de filtrar los datos y de realizar el cálculo del código de redundancia cíclica. Fue debido a esto que se determinó cambiar la frecuencia de muestreo a este valor.

Algo importante de notar es que, al disminuir dicha frecuencia de muestreo es posible enviar un cuarto byte para la transmisión de cada dato, debido a que es posible transmitir 44.3 bytes sin que se atrase la transmisión de datos ($115,200 \text{ baudios} / 2,600 \text{ Hz} = 44.3 \text{ baudios/Hz}$), lo que hace factible enviar 4 bytes por cada dato, en lugar de 3 bytes que se estaba manejando hasta el momento. A partir de esto, se realizaron los cambios en la modelación de la implementación. Sin embargo, se notó que al enviar 4 bytes era posible simplemente duplicar el dato (mandar dos veces el mismo dato) en lugar de realizar un cálculo adicional (con el código de redundancia cíclica). Se decidió duplicar el dato en lugar de hacer el cálculo debido a dos razones. La primera de ellas tiene que ver con que la justificación de un método de verificación de errores se basa en tener una cantidad de bits de redundancia menor a la cantidad de bits del dato. La segunda razón es por cuestión de tiempo, pues el mandar el dato dos veces disminuye notablemente el tiempo de procesamiento en ambas partes.

La mayor parte de las pruebas realizadas para la detección y reconocimiento de comandos fueron realizadas utilizando la obtención de datos como lo mencionado anteriormente. Sin embargo, es importante mencionar que la grabación de muestras normalmente se realizó como un proceso aislado, es decir, sin que en la computadora se estuviera ejecutando otro proceso de la aplicación. El problema de este método se dio ya con la implementación de la aplicación final, debido a que dicha aplicación consiste en la utilización de varios hilos de ejecución.

Se notó que al ya estar ejecutando el proceso de la toma de video, el actualizar la gráfica en tiempo real y el proceso de reconocimiento en conjunto con el proceso de obtención de datos, hacía que dicho proceso se fuera atrasando cada cierto tiempo, provocando una pérdida de datos. Esta pérdida de datos se debió a la forma en que se encuentra implementada la librería para la obtención de datos por medio del protocolo RS232. Lo que hace la librería es mantener en un búfer los datos que ya se recibieron, pero que no han sido leídos por parte del programa. Sin embargo, este búfer tiene una capacidad máxima definida, por lo que al llenarse el mismo, empieza a descartar los primeros datos recibidos para recibir los nuevos datos entrantes. Al ya tener varios hilos de ejecución corriendo de forma simultánea, el proceso de la obtención de datos se realizaba de forma más lenta, por lo que cada cierto tiempo se llenaba dicho búfer antes de que el proceso llegara al punto de leer nuevamente los datos que se encontraban en él.

Esto resulta un problema bastante crítico, debido a que en la máquina de estados finita implementada, cada cierto tiempo se empezaba a rechazar datos. Fue debido a esto que se decidió disminuir en la medida de lo posible la carga de este proceso. Se decidió utilizar nuevamente 3 bytes, en lugar de 4, para la transmisión de cada dato. Esta decisión se justifica en que al enviar 4 bytes se está utilizando un 90.27% de la capacidad del canal, por lo que se cuenta con muy poca holgura para leer los nuevos datos, mientras disminuyéndolo a 3 bytes, el canal se utiliza únicamente en un 67.71% de su capacidad máxima, por lo que los datos se tardan más tiempo en llegar, haciendo que se cuente con más tiempo para llevar a cabo otros procesos. Sin embargo, al hacer este cambio es necesario nuevamente utilizar un método de detección de errores. Para esta ocasión se optó por una suma de verificación en lugar del código de redundancia cíclica.

Esta decisión se debió a que la suma de verificación consiste en un proceso que requiere de menos cálculos, por lo que el tiempo de respuesta se elimina como problema y se logra de igual forma un buen porcentaje de detección de errores.

Debido a todo lo mencionado anteriormente, se logró llevar a cabo una transmisión de los datos entre los módulos de Señal Electromiográfica y el presente módulo. Esta transmisión se realizó mediante una frecuencia de muestreo de 2,600Hz y transmitiendo a un *baudrate* de 115,200 baudios. Finalmente, hasta esta etapa, cada dato recibido representa un valor numérico de 12 bits (valor de 0-4095).

G. Método de detección de datos

En este capítulo se detalla el método de detección de datos. Este método consiste básicamente en la forma en que se adecúan los datos para la etapa de reconocimiento, pero también es de gran importancia para llevar a cabo un reconocimiento continuo de comandos. En este capítulo se presenta el método de detección describiendo las diferentes etapas por las que se pasa, desde la normalización, hasta el descarte de bloques clasificados como silencio y la segmentación en articulaciones.

1. Diseño. A continuación se muestran los pasos seguidos para llevar a cabo el método de detección de datos.

- a. Se empezó por normalizar los datos.
- b. Seguido a esto se definió un bloque de datos y se prosiguió a aplicar dicha definición a los datos de entrada.
- c. Ya con los datos divididos en bloques, se aplican funciones estadísticas, como se explicará posteriormente, para clasificar cada bloque como silencio o sonido.

1) Es importante mencionar que dado que el presente módulo no contó desde un principio con la señal electromiográfica, se realizaron varias pruebas previas utilizando una señal que a priori fuera similar a la señal esperada obtenida mediante electromiografía. Es por esto que se realizaron pruebas utilizando una señal de

voz para toda esta etapa de detección.

d. Una vez se tenían los bloques clasificados se realiza una etapa de descarte de bloques de tal forma que se guarda en segmento los bloques que se desea analizar, es decir, los que conforman una articulación o enunciado. Estos segmentos son los que utiliza el módulo de reconocimiento para llevar a cabo el reconocimiento de comandos.

e. Finalmente se lleva a cabo una calibración del sistema.

2. Normalización y modificación a los datos. El proceso de detección de datos inicia con la normalización de los mismos. Esta normalización consiste únicamente en la forma en que se representan los datos. Como se vio en el capítulo anterior, los datos se reciben en 12 bits, dando como resultados números entre 0 y 4095. Estos datos realmente representan valores de diferencia de potencial entre 0V y 5V. Es debido a esto que el proceso de normalización consistió en multiplicar cada dato recibido por 5 y dividirlo entre 4095. Esto se realizó de tal forma en que todos los datos fueran valores numéricos entre 0 y 5.

Por otro lado, el circuito implementado por Juan Pablo Pinto cuenta con los datos centrados en 2.5V, por lo que, por motivos que se explicarán más adelante, se buscó centrar los datos en 0V, por lo que a cada dato se le restó un valor de 2.5. Además de estas modificaciones es importante mencionar que en el circuito implementado por Juan Pablo Pinto se realiza una inversión en la señal, por lo que fue necesario multiplicar estos valores por -1, para re-invertir los datos a su estado original.

3. Discretización de datos mediante bloques. Una vez se realizaron las modificaciones a los datos se prosiguió a discretizar de cierta forma dichos datos. Es importante mencionar que los datos, al tratarse de una señal digital ya se encuentran discretizados, sin embargo, para la presente aplicación la discretización se refiere a una agrupación de los datos cada cierta cantidad de tiempo, de tal forma que se analicen bloques de datos, en lugar de datos individuales.

A partir de esto, se sugirió agrupar los datos de tal forma que se formarán 20 bloques por cada segundo. Se consideró que estos 20 bloques por segundo permitían

tener una suficiente cantidad de datos como para clasificar de forma adecuada un bloque. La idea principal consiste en clasificar bloques como silencios o sonido⁵

La selección de la cantidad de bloques por segundo es una selección bastante importante, ya que esta selección afecta directamente las siguientes etapas de la detección de los datos y el reconocimiento de los mismos. Cada bloque representa a la cantidad de datos en 0.05 segundos. Se buscó que el bloque representara una cantidad pequeña de segundos para poder diferenciar de mejor manera los silencios entre palabras y los silencios que son parte de una palabra. Al tener bloques lo suficientemente pequeños, se puede diferenciar con mayor precisión silencios más largos que otros, con lo que se simplifica el proceso de clasificación de bloques. Sin embargo, es importante también que el tamaño del bloque no sea demasiado pequeño, ya que al ser éste demasiado pequeño tendría muy pocos datos con los cuales hacer una adecuada clasificación. Esto debido a que un dato tendría asignado más peso para dicha clasificación. Al tener una frecuencia de muestreo de 2,600Hz se obtienen 130 datos por cada bloque.

4. Clasificación de bloques. El proceso de clasificación de bloques consiste básicamente en asignar a cada bloque de datos entrante si éste representa un silencio o sonido. Se propuso dos métodos para llevar a cabo dicha clasificación. El primero de ellos fue mediante una red de neuronas artificial y el segundo de ellos mediante funciones estadísticas. A continuación se describe cada uno de los métodos propuestos para dicha clasificación de bloques. Es importante mencionar que esta clasificación fue realizada cuando aún no se contaba con la señal electromiográfica. Es por esto que las pruebas realizadas para la clasificación de bloques mediante redes neuronales solo cuenta con resultados de señales de voz.

⁵ En el presente trabajo se utilizará la palabra sonido para hacer referencia a los instantes en donde se encuentran los datos de interés en la señal electromiográfica. Es importante notar que no es necesario emitir un sonido por parte del paciente, pero se utilizó esta palabra para evitar confusiones y simplificar el entendimiento.

a. Clasificación de bloques mediante redes neuronales. Como se mencionó anteriormente este método de clasificación de bloques fue probado únicamente con señales de voz. Para este caso se determinó una frecuencia de muestreo de 44,100Hz. Se diseñó una red neuronal bastante simple con 500 neuronas en la capa de entrada y una neurona en la capa de salida con una función sigmoide. La única salida representa qué tan silencio o sonido es un bloque, mapeando a un valor de 1 cuando se encuentra un silencio y a un valor de 0 cuando se encuentra un sonido. Adicionalmente se utilizó una capa oculta de 200 neuronas.

Una vez definida la red a utilizar se prosiguió a la etapa de entrenamiento. Para esto se utilizó un aprendizaje supervisado, es decir, se grabaron muestras de silencio y muestras de sonido de tal forma que el sistema pudiera entrenarse con dichas muestras sabiendo cuál es la salida esperada. Las siguientes figuras se muestran gráficas de las muestras utilizadas para el entrenamiento de la red neuronal.

Figura No.117. Muestra de silencio para entrenamiento de red neuronal para clasificación de bloques

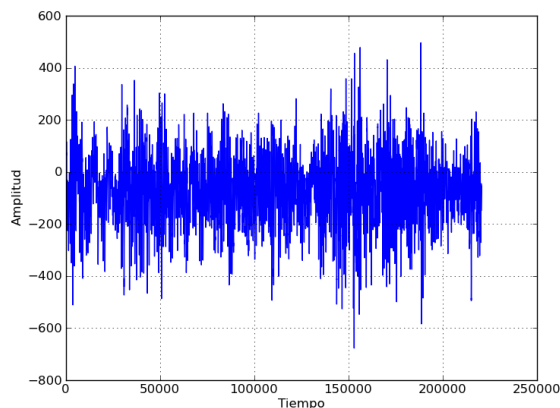
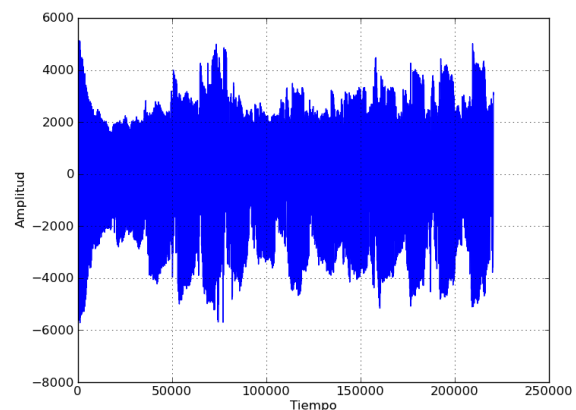


Figura No.118. Muestras de sonido para entrenamiento de red neuronal para clasificación de bloques



A partir de estas grabaciones se generaron 441 muestras de silencio y de sonido, con las cuales se realizó el entrenamiento de la red neuronal. Una vez entrenada dicha red se prosiguió a probarla con nuevas muestras. Para realizar las pruebas se volvió a grabar muestras de tal forma que se contó con otras 441 muestras de silencio y de sonido. Los resultados de estas pruebas se muestran en la siguiente tabla.

Tabla No.8. Resultados de clasificación de bloques mediante red neuronal para total silencio y total sonido en señal de voz

Muestras probadas	Reconocida como			% de éxito
	Silencio	Ninguna	Sonido	
441 muestras con silencios	398	43	0	90.25%
441 muestras con sonido	53	150	238	53.97%

En las siguientes figuras se grafican los datos con respecto al tiempo y en color rojo se coloca cómo fue clasificado cada bloque. En este caso un valor positivo representa un bloque clasificado como silencio y un valor negativo representa un bloque clasificado como sonido.

Figura No.119. Resultado de clasificación de bloques de muestras de silencio utilizando una red neuronal en una señal de voz



Figura No.120. Resultado de clasificación de bloques de muestras de sonido utilizando una red neuronal en una señal de voz

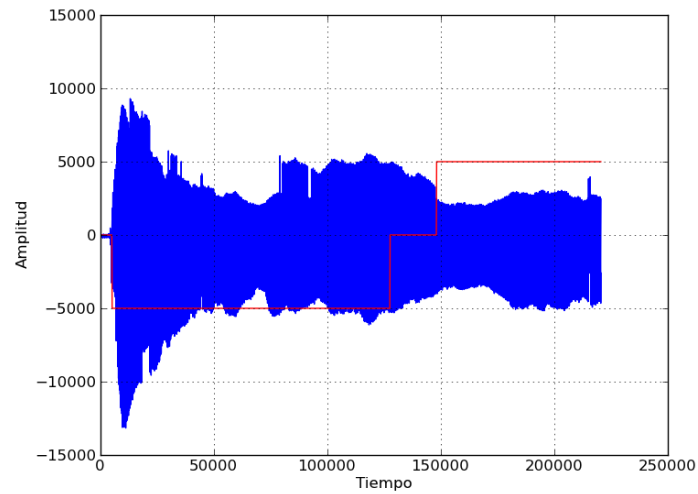
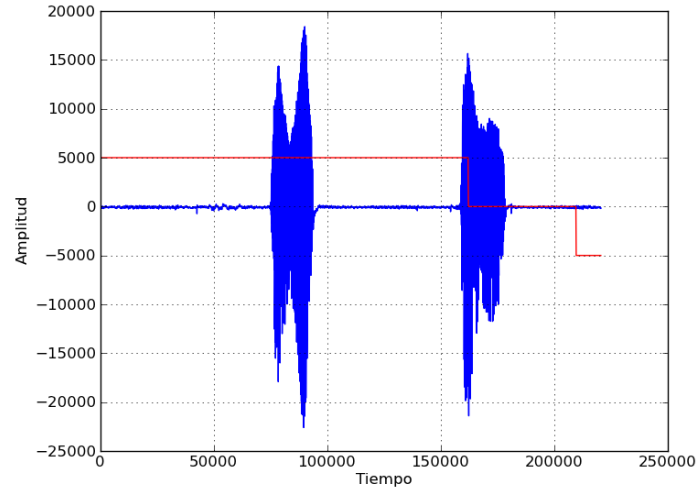


Figura No.121. Resultado de clasificación de bloques de muestras mezcladas de silencio y sonido utilizando una red neuronal en una señal de voz



A partir de estos resultados se determinó que este método de clasificación de bloques mediante una red neuronal no era adecuado, debido al error obtenido en estas pruebas. Es importante mencionar que es posible que una buena parte de dicho error sea debido al diseño de la red neuronal, sin embargo, se planteó un método más simple y rápido para la clasificación de bloques, por lo que se descartó el uso de este método para llevar a cabo dicha tarea.

b. Clasificación de bloques mediante funciones estadísticas.

Dado que las pruebas realizadas para la clasificación de bloques mediante redes neuronales no estaba siendo del todo satisfactorio se optó por un método de clasificación de bloques un poco más simple basado en la idea de tener un intervalo que se considerara como silencio y todo lo que no entrara en dicho intervalo se consideraría como sonido.

La propuesta consistió en calcular la media aritmética y la desviación estándar de cada bloque, con el objetivo de obtener el intervalo de consideración mencionado anteriormente. Cabe destacar que no se utilizó el bloque como fue obtenido. En su lugar se utilizó el valor absoluto de los datos. Dado que los datos obtenidos se encuentran centrados en 0 es muy probable que al obtener una media aritmética de los datos de un bloque hubiere dado como resultado un valor muy cercano a 0. La idea principal consiste en clasificar los bloques mediante la media aritmética de su amplitud.

Por otro lado, se sabe que la desviación estándar de una muestra de datos nos indica la media de distancias que tienen los datos respecto de la media aritmética de la muestra, es decir, qué tanto se separan los datos, en promedio, de la media aritmética. Es debido a esto que la desviación estándar suele ser utilizada para representar intervalos de incertidumbre.

La propuesta consiste, por lo tanto, en tomar la media aritmética y la desviación estándar de un grupo de bloques datos que se sabe que son silencios. De esta forma se puede obtener dicho intervalo para su uso posterior. Al tener un valor de x como media aritmética y y como desviación estándar es posible obtener un intervalo para clasificar los bloques de forma $(x \pm y)$. Sin embargo, el intervalo utilizado para representar a un silencio se tomó de la forma $[0, x + y]$. Al hacer el intervalo de esta forma se está analizando únicamente el límite superior, debido a que el límite inferior no nos interesa al tratarse del valor absoluto de los datos. Por lo tanto, todo bloque cuya media aritmética quede dentro de dicho intervalo, se clasifica como un silencio y todo bloque cuya media aritmética quede en el intervalo $(x + y, \infty)$ es clasificado como sonido o datos de interés.

Es importante mencionar que este método fue utilizado, por lo tanto, para clasificar una señal dependiente de la amplitud de la misma. En un principio, se utilizó este método para clasificar bloques de datos en una señal de voz, obteniendo buenos resultados, como se muestra en las siguientes figuras.

Figura No.122. Muestras de silencio de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas

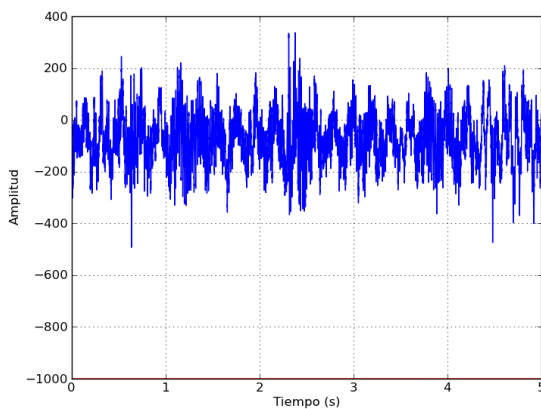
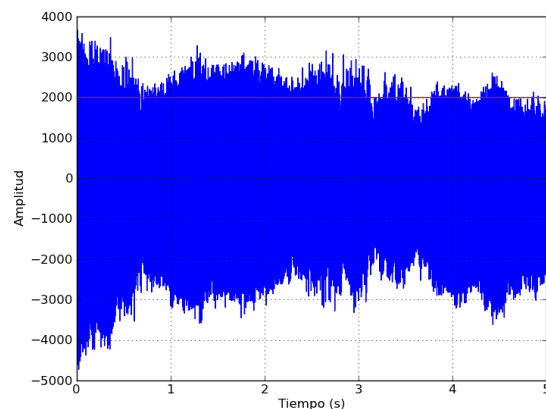
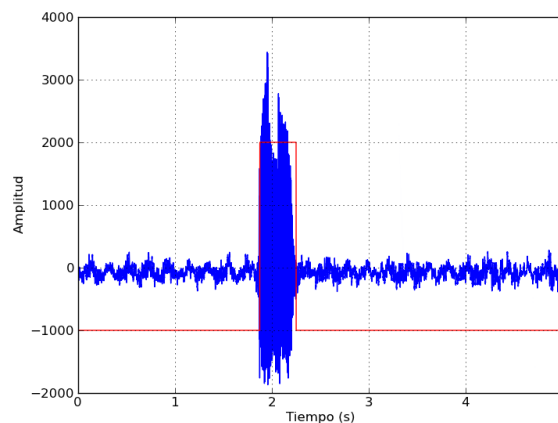


Figura No.123. Muestras de sonido de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas



En este caso se graficó una línea de color rojo en un valor positivo cuando un bloque fuera clasificado como sonido y un valor negativo cuando el bloque fue clasificado como silencio.

Figura No.124. Muestras de mezcla entre sonido y silencio de una señal de voz para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas.



Como se puede observar en la Figura No.124 con este método se logró clasificar los bloques de silencio y sonido adecuadamente, de tal forma, que sean de utilidad para formar articulaciones o enunciados a partir de ellos.

Como se mencionó anteriormente, este método fue probado con una señal de voz. Sin embargo, al utilizarlo para una señal electromiográfica se obtuvo resultados similares. En las siguientes figuras se puede observar los resultados que se obtuvieron con una señal electromiográfica.

Figura No.125. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (1/3)

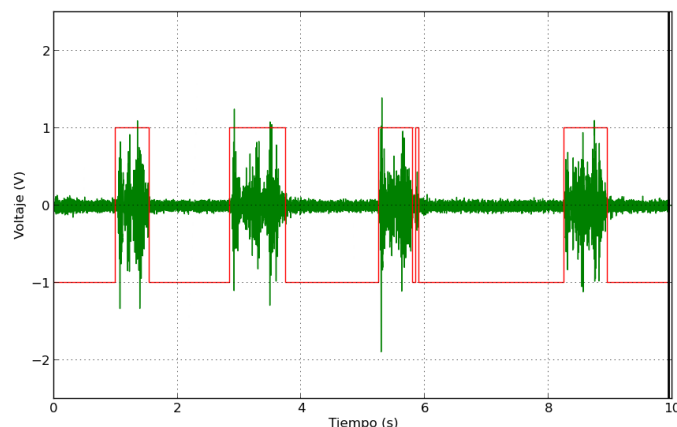


Figura No.126. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (2/3)

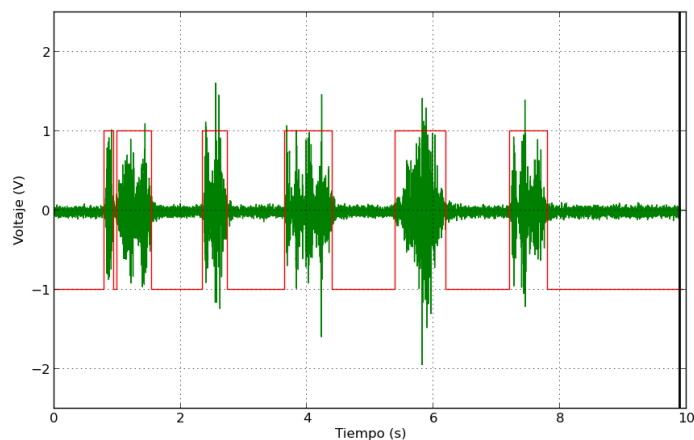
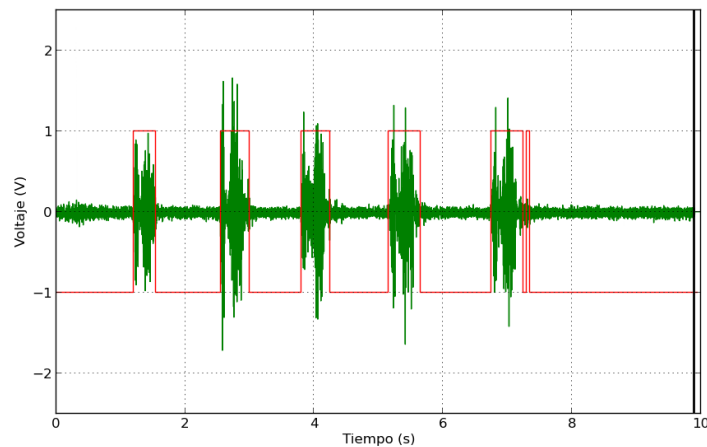


Figura No.127. Muestras de señal electromiográfica para clasificación de bloques utilizando funciones estadísticas (3/3)



5. Segmentación de bloques de datos en articulaciones. Una vez se cuenta con los bloques clasificados como sonido y silencio se prosigue a un descarte de los bloques que no son de interés y a la agrupación de los mismos. Dado que se busca llevar a cabo un reconocimiento continuo de comandos, en esta etapa es importante lograr separar los datos que son de interés a los que no lo son. Como se sabe que los datos de la señal electromiográfica representan un habla subvocal o gesticulaciones, por lo que se busca dividir la señal en articulaciones o enunciados. En este caso se le llamó articulación o enunciado a cada palabra gesticulada o hablada subvocalmente por el paciente, ya que ésta representa un sentido unitario para el reconocimiento de comandos, es decir, ya que cada palabra subvocal representa un comando.

Esta segmentación de bloques es la que se encarga, por lo tanto, de desechar todos aquellos bloques clasificados como silencio y que no sean parte de dicha articulación. Originalmente se intentó únicamente buscar bloques de sonido consecutivos para formar estos segmentos. Sin embargo, esto no es adecuado debido a que existen pausas entre palabras que implican bloques de datos clasificados como silencios, entre otros problemas. En las siguientes figuras se pueden apreciar algunos de estos problemas.

Figura No.128. Problemas en segmentación de bloques para señal de voz (1/2)

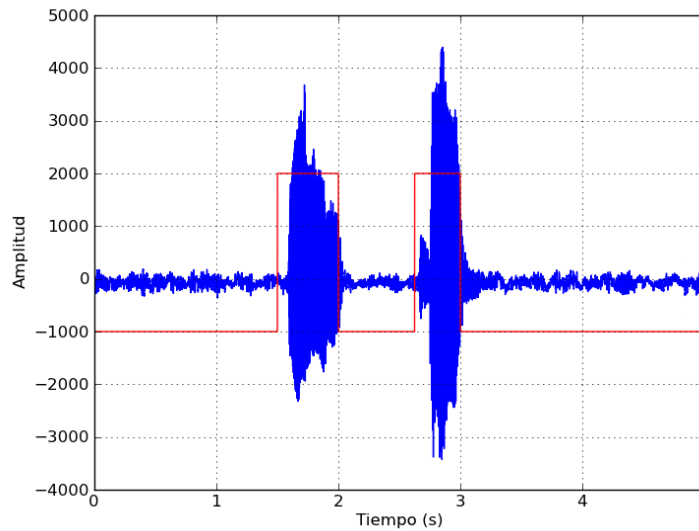
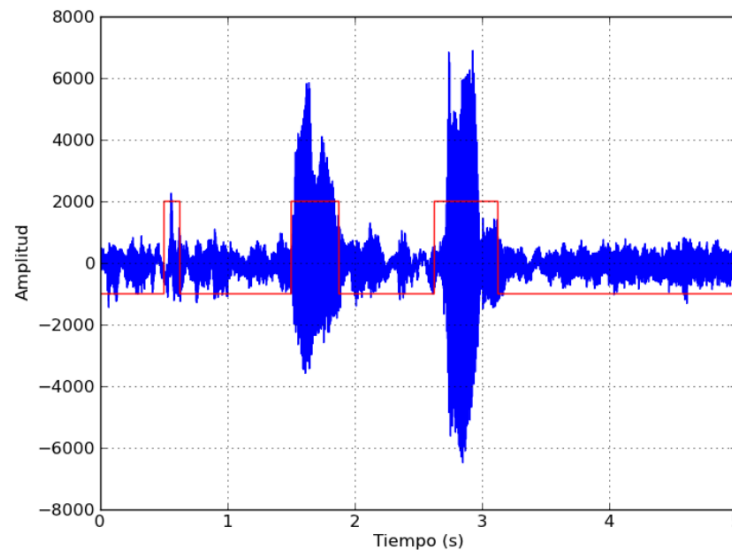


Figura No.129. Problemas en segmentación de bloques para señal de voz (2/2)



Uno de los principales problemas o inconvenientes encontrados tiene que ver con la pérdida de información debido a la clasificación a la inapropiada clasificación de algunos bloques. El primer caso se refiere a aquellas partes de la señal que son necesarias analizarlas, pero que fueron descartados antes de tiempo o se descartaron al inicio algunos bloques de datos necesarios. El otro problema se refiere a no descartar bloques de datos aislados de ruido, es decir, clasificar algunos bloques como sonido, cuando realmente son silencios.

En la Figura No.128 se puede observar cómo para ambas articulaciones de la señal se descartan partes que pueden ser de importancia para la misma a la hora de analizar la señal. Por otro lado, en la Figura No.129 se puede observar el otro problema mencionado, ya que fue clasificado como sonido ciertas partes de la señal que evidentemente no forman parte de una articulación. Es importante mencionar que estos problemas fueron detectados en una señal de voz capturada con un micrófono. Al no estar el micrófono capturando la señal únicamente del paciente estos problemas cobran mayor relevancia. A diferencia de la medición con la señal electromiográfica en donde los electrodos se encuentran conectados directamente con el paciente y, por lo tanto, menos vulnerables a ruidos externos.

Con el propósito de minimizar estos problemas se hicieron algunas modificaciones. Para minimizar la pérdida de datos, probablemente relevantes, se propuso que a cada articulación detectada se le añadieran los dos bloques anteriores a lo detectado y cuatro bloques posteriores. En total, seis bloques clasificados como silencios, pero en donde puede que exista información útil para la etapa de reconocimiento. Adicionalmente se propuso una cierta cantidad de bloques de datos clasificados como silencios para definir en qué momento termina una articulación. Esto porque, como se mencionó anteriormente, algunas palabras contienen pausas entre sílabas, lo que hace que se detecten silencios en medio de una articulación. Para esta etapa se utilizaron 6 bloques (equivalentes a 0.3 segundos) detectados como silencios para cortar una articulación. Se determinó de esta forma, debido a que las pausas existentes entre las sílabas de las palabras no suelen ser mayores a 0.15 segundos, con lo que se evita dividir una palabra del usuario en dos articulaciones distintas.

De manera similar, se tiene el problema si se detectan sonidos aislados. Es debido a esto que se propuso una cantidad mínima de bloques clasificados como sonido para que fuera tomado como una articulación válida. De igual forma se determinó una duración máxima de una articulación en la que sigue siendo válida.

Tomando en cuenta lo mencionado anteriormente, se volvió a realizar pruebas. Los resultados se pueden observar en las siguientes figuras. En estas figuras el recuadro de color verde representa una articulación válida completa.

Figura No.130. Segmentación de bloques en articulaciones en una señal de voz
(1/2)

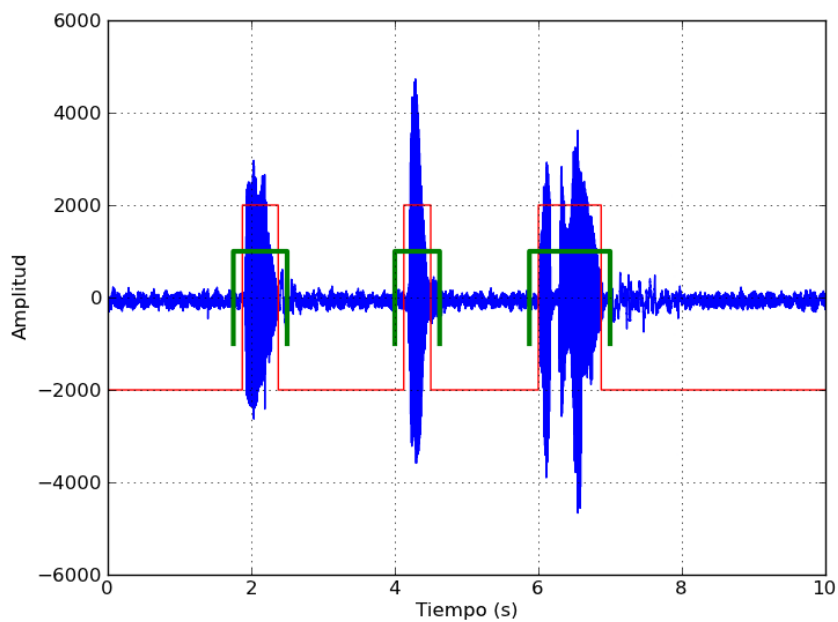
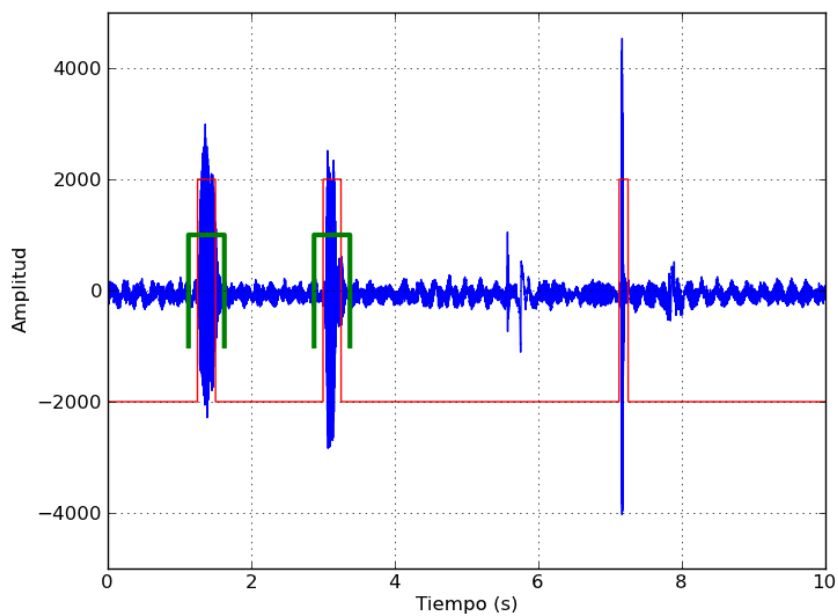


Figura No.131. Segmentación de bloques en articulaciones en una señal de voz
(2/2)



Hasta este momento se cuenta con un conjunto de bloques que representan una articulación. Sin embargo, es importante que este conjunto de bloques sean siempre del mismo tamaño. Esto debido al método de reconocimiento, que requiere siempre una cantidad fija de entradas. Para este caso, se determinó un tiempo de 0.75 segundos. Este tiempo se determinó mediante varias pruebas realizadas para identificar el tamaño medio de las articulaciones. Por lo tanto, si se obtiene segmentos de bloques más largos de este tiempo, se va descartando los bloques de los extremos que posean la menor media aritmética, en este caso, los que sean menos significativos. En el caso en que el bloque de segmentos es más corto, se prosigue a rellenar el segmento con valores de 0 de tal forma que se obtenga siempre un segmento de un tamaño fijo de datos.

6. Método de calibración del sistema. El método de detección de datos descrito en este capítulo muestra algunos inconvenientes. El principal de ellos es la dependencia que se tiene de los datos a su amplitud. Este puede ser un problema si se trabaja en un ambiente con mucho ruido. Por ejemplo, cuando se trabajó con una señal de voz, ésta era muy susceptible a ruido externo, por lo que los resultados eran bastante afectados a cambios en el entorno. Por otro lado, la señal electromiográfica es una señal bastante aislada de esta clase de ruido. Sin embargo, se trata de una señal originalmente muy pequeña en amplitud (en el orden de los mili-voltios), por lo que al amplificar esta señal se amplifica también el ruido de la misma.

Fue debido a esto que se propuso un método de calibración dividido en dos etapas. La primera etapa consiste en una calibración inicial, en la que se solicita al usuario permanezca en silencio, para determinar los valores de media aritmética y desviación estándar asociados al ruido actual. Por otro lado, uno de los principales errores que pueden estar asociados al método de detección de datos puede ser que los datos no estén centrados en 0. Es debido a esto que en esta primera etapa de calibración se aprovecha una porción de estos datos para centrar en 0 la señal entrante.

La segunda etapa de calibración consiste en hacer dinámicos los valores de la media aritmética y la desviación estándar. La idea es que estos valores se fueran modificando conforme se va analizando y de esta forma el sistema se pueda adaptar al entorno y disminuir los errores que éste pueda provocar. Se propuso que después de

una cantidad de bloques reconocidos como silencio se tomara una muestra de media aritmética y desviación estándar de los bloques clasificados como silencio, y se prosiguiera a modificar los valores previamente establecidos (con los que se analiza) mediante una ponderación. Este ajuste permite que el programa se vaya adaptando poco a poco al entorno, siempre y cuando aún se clasifique adecuadamente algunos bloques.

H. Método de reconocimiento de comandos

En este sub capítulo se detalla el método de reconocimiento de comandos. Este método consiste en la forma en que se reconocen los comandos predefinidos a partir de los datos detectados anteriormente y agrupados en segmentos. En este capítulo se presenta el método de reconocimiento de comandos mediante el uso de varias redes de neuronas artificiales, la transformada wavelet e inferencia probabilística o bayesiana.

1. Diseño. A continuación se muestran los pasos seguidos para llevar a cabo el método de reconocimiento de comandos.

- a. Se empezó por seleccionar los comandos predeterminados.
- b. Se definieron las transformaciones a aplicar a los comandos para llevar a cabo el reconocimiento.
- c. Una vez se tenían dichos comandos predeterminados se prosiguió a grabar muestras para entrenar el sistema de reconocimiento y realizar pruebas sobre el mismo.
- d. Seguido de esto se aplicaron las transformaciones a las muestras grabadas y se prosiguió a entrenar el sistema.
- e. Se prosiguió a realizar pruebas sobre el reconocimiento haciendo uso de una red neuronal.
- f. Debido a los resultados obtenidos se optó, como se explicará más adelante, por utilizar varias redes neuronales. Fue debido a esto que se prosiguió a realizar pruebas haciendo uso de varias redes neuronales.
- g. Con los resultados obtenidos por las redes neuronales, se prosiguió

a llevar a cabo una estimación de probabilidades para llevar a cabo una inferencia probabilística o bayesiana.

h. Finalmente, se realizaron pruebas para determinar los porcentajes de éxito para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos para perfiles de diferentes pacientes.

2. Selección de comandos. La selección de comandos es una de las partes más importantes para el reconocimiento. Es importante mencionar que esta selección de comandos depende de varias variables, como la pronunciación del paciente y la velocidad con la que se dice la palabra. Después de realizar algunas pruebas preliminares se notó la dificultad de reconocer cualquier palabra como un comando. Se empezó realizando pruebas con números, obteniendo resultados bastante malos (reconociendo adecuadamente únicamente el 13.33% de las muestras utilizadas). La idea a partir de este punto fue utilizar comandos (palabras) que sean bastante diferentes entre sí, de tal forma que se pudiera diferenciar de mejor manera y mejorar los resultados del reconocimiento.

Para esto se podría hacer uso de alguno de los alfabetos fonéticos. Estos alfabetos fueron diseñados para transmitir por vía oral cualquier tipo de información en los que es vital su correcta escritura y entendimiento. Lo que hace un alfabeto fonético es minimizar palabras homófonas. Uno de los lenguajes de desambiguación alfabética utilizado internacionalmente para radiocomunicaciones de transmisión de voz es el alfabeto radiofónico, también conocido como alfabeto fonético ICAO (*International Civil Aviation Organization*). Por medio de un acuerdo internacional este alfabeto fue empleado en transmisiones de carácter militar y fue adoptado como el alfabeto estándar de la OTAN (Organización del Tratado Atlántico Norte). Éste fue basado en el abecedario inglés (idioma acordado para uso aeronáutico internacional). (International Civil Aviation Organization) En la siguiente tabla se puede observar el alfabeto fonético.

Tabla No.9. Alfabeto fonético ICAO

Letra	Palabra en alfabeto fonético ICAO	Letra	Palabra en alfabeto fonético ICAO
A	Alpha	N	November
B	Bravo	O	Oscar
C	Charlie	P	Papa
D	Delta	Q	Quebec
E	Echo	R	Romeo
F	Foxtrot	S	Sierra
G	Golf	T	Tango
H	Hotel	U	Uniform
I	India	V	Victor
J	Juliet	W	Whiskey
K	Kilo	X	X-ray
L	Lima	Y	Yankee
M	Mike	Z	Zulu

(International Civil Aviation Organization)

Es importante mencionar que para este alfabeto fonético existen muchas variaciones. Los comandos seleccionados se basaron en este diccionario fonético y en los comandos utilizados por Chuck Jorgensen en (Jorgensen, Lee, & Agabon). Cabe destacar que los comandos variaron dependiendo de los resultados que tuvieron los pacientes con los mismos. Entre los comandos utilizados están: Uniforme, Eco, Noviembre, Omega, Teléfono y Sigma.

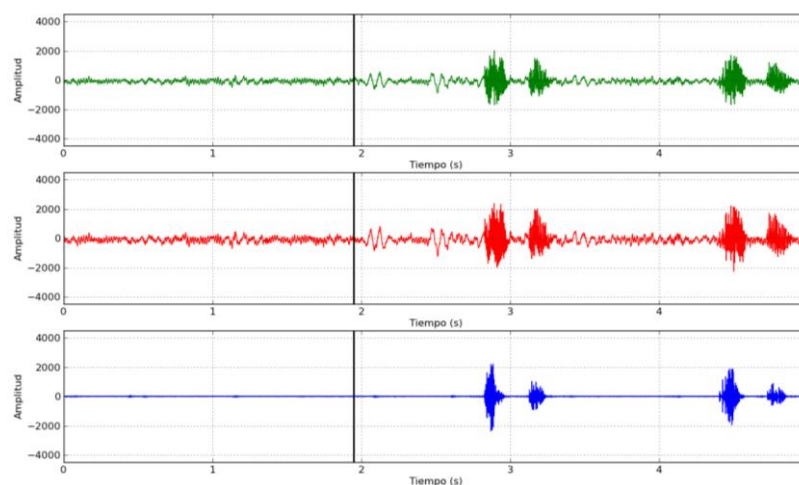
3. Aplicación de transformada wavelet y función

envolvente. Como se mencionó en los primeros capítulos del presente trabajo de graduación, una función wavelet es una pequeña onda cuya energía se encuentra concentrada en el tiempo y sirve para el análisis de fenómenos transcientes, no estacionarios y variantes en el tiempo. El análisis Wavelet es una herramienta bastante útil para aplicaciones donde se requiere un procesamiento de señales, por ejemplo, señales biomédicas, como es el caso del presente trabajo.

En el presente caso, se utilizó la transformada wavelet discreta de la familia Daubechies de orden 5. La selección de esta transformada fue en base a lo utilizado por Chuck Jorgensen en (Jorgensen, Lee, & Agabon), sin embargo, se hicieron pruebas utilizando el orden 7 de la misma familia, Daubechies, con resultados similares. Se utilizó esta transformada, en lugar de una transformada de Fourier, ya que con una transformada de Fourier obtenemos el contenido frecuencial de una señal, es decir, la información de la señal en el dominio de la frecuencia. Sin embargo, cuando transformamos una señal al dicho dominio, es lógico pensar que se pierde la información temporal de la misma, por lo que no es posible decir en qué momento ocurrió un evento en particular. Para señales estacionarias o que no cambian mucho con respecto al tiempo, es probable que una transformada de Fourier sea adecuada, sin embargo, se consideró mejor opción que para la presente señal se utilizara una transformada Wavelet, con la que obtenemos información en el dominio de la frecuencia y el tiempo.

El resultado de aplicar la transformada Wavelet son dos conjuntos de coeficientes. A estos coeficientes se les llama coeficientes de aproximación y coeficientes de detalle, cA y cD respectivamente. En donde los coeficientes de aproximación representan componentes de frecuencia baja, y los coeficientes de detalle los de frecuencia alta. Es importante notar que el tamaño de los coeficientes cA y cD depende del tamaño de los datos originales y de la familia y orden de la transformada wavelet aplicada.

Figura No.132. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal de voz



En la figura anterior, se puede apreciar la aplicación de la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal de voz. Se encuentra de color verde la señal de datos original, de color rojo se graficó el conjunto de coeficientes de aproximación y de color azul el conjunto de coeficientes de detalle.

Figura No.133. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal electromiográfica (1/2)

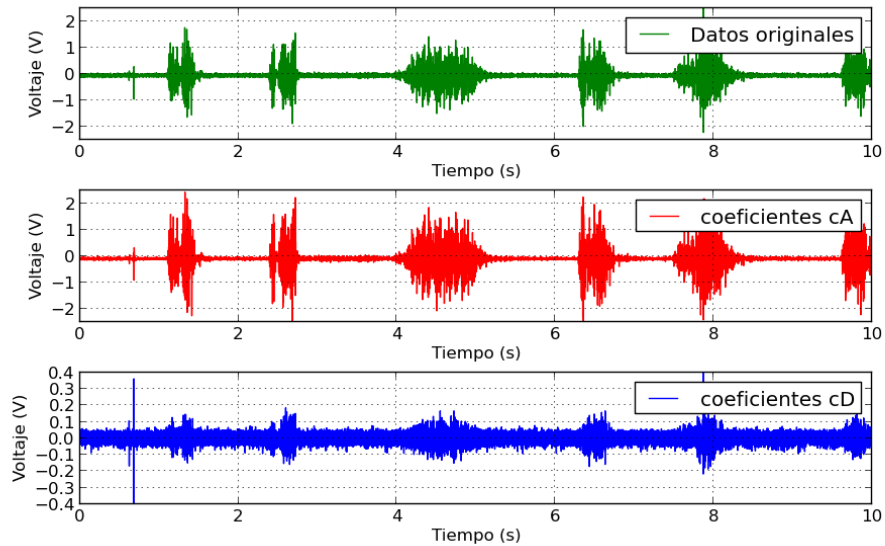
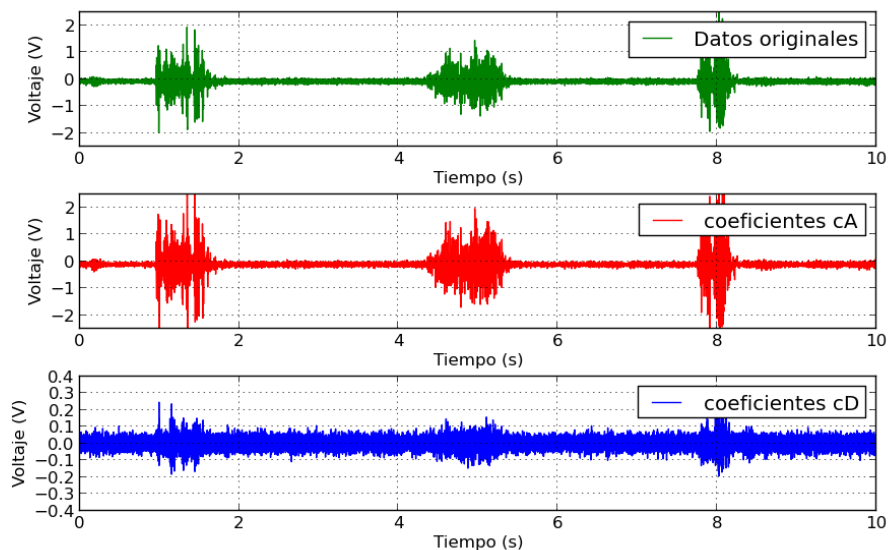


Figura No.134. Aplicación de transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5 a una señal electromiográfica (2/2)



Como se mencionó en el sub capítulo anterior, se logró detectar los datos y segmentarlos en articulaciones. Estos segmentos poseen la información de 0.75 segundos, es decir, 1950 datos debido a la frecuencia de muestreo. El problema que se vio en este punto fue en cuanto a dicho tamaño de segmento, ya que ese valor representa la cantidad de neuronas en la capa de entrada de una red neuronal, haciendo que sea necesario el diseñar redes bastante grandes, en cuanto a cantidad de neuronas en capas ocultas. Esto hace que las redes neuronales se tomen demasiado tiempo en la fase de entrenamiento, sean bastante grandes en cuanto a espacio en memoria y tomen bastante tiempo en cuanto a la ejecución. Obviamente esto es relativo al diseño de la red, sin embargo, estas redes neuronales solían tener un tamaño en disco superior a 1GB y el proceso de entrenamiento podía tomar desde 1 hora hasta 41 horas, entre las pruebas realizadas.

Fue a partir de esto que se optó por utilizar la información obtenida al aplicar la transformada wavelet. Como sabemos, cada conjunto de coeficientes obtenido al aplicar una transformada wavelet tiene información sobre los datos de entrada. Para el presente trabajo, se aprovechó este aspecto y el tamaño de los coeficientes para agilizar el proceso de reconocimiento. Debido a que se utilizó la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5, los conjuntos de coeficientes poseían, cada uno, un tamaño igual a la mitad + 4 datos a la entrada original.

Para el presente reporte se utilizó dicha transformada para obtener los coeficientes de aproximación y detalle, a los que se les llamará a partir de este punto como cA y cD. Aprovechando que, como se puede observar en la Figura No.132, el conjunto de coeficientes cA es bastante similar a los datos originales se realizó pruebas volviendo a aplicar la misma transformada wavelet a dicho conjunto de coeficientes. Estas pruebas fueron bastante satisfactorias, como se discutirá más adelante, por lo que se prosiguió a aplicar varias veces esto, de tal forma que se obtuvieran varios conjuntos de coeficientes con los que se tuviera información suficiente para llevar a cabo un reconocimiento. Por lo tanto, se entrenaron varias redes neuronales con diferentes conjuntos de coeficientes, como se mencionará más adelante. El uso de estos coeficientes se debe a varios factores, siendo los más importantes el tiempo de entrenamiento, tiempo de procesamiento, tamaño en memoria y porcentaje de acierto.

Como se mencionó anteriormente, se nombrará a cA y cD como los coeficientes de aproximación y detalle, respectivamente. Sin embargo, debido a que se utilizó la aplicación de la transformada wavelet en repetidas ocasiones, se utilizará la siguiente nomenclatura:

- cA y cD : representan los coeficientes de aproximación y detalle al meter los datos originales a una transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5.
- $cA1$ y $cD1$: representan los coeficientes del resultado de meter cA nuevamente en la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5.
- $cA2$ y $cD2$: representan los coeficientes del resultado de meter $cA1$ nuevamente en la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5.
- $cA3$ y $cD3$: representan los coeficientes del resultado de meter $cA2$ nuevamente en la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5.
- $cA4$ y $cD4$: representan los coeficientes del resultado de meter $cA3$ nuevamente en la transformada wavelet discreta Daubechies de orden 5.

Es importante notar el tamaño de cada conjunto de coeficientes y de los datos originales, siendo éstos:

- 1950 datos para los datos originales.
- 979 datos para los coeficientes cA y cD .
- 494 datos para los coeficientes $cA1$ y $cD1$.
- 251 datos para los coeficientes $cA2$ y $cD2$.
- 130 datos para los coeficientes $cA3$ y $cD3$.
- 69 datos para los coeficientes $cA4$ y $cD4$.

Como se mencionó anteriormente, el uso de cada conjunto de coeficientes en una red neuronal fue seleccionado a partir del tiempo de entrenamiento, de procesamiento, tamaño en memoria y porcentaje de acierto. Para el reconocimiento, como se mencionará más adelante, se mezcló el uso de varios conjuntos, debido a que, por ejemplo, los conjuntos como $cA3$, $cD3$, $cA4$ y $cD4$ requieren menos neuronas, lo que agiliza el tiempo de entrenamiento, procesamiento y espacio en memoria, pero usualmente disminuyen en porcentaje de reconocimiento.

Finalmente, se hizo uso, para todos los casos, de la función envolvente en lugar de los datos o coeficientes. El uso de dicha función envolvente fue debido a los resultados obtenidos en varias pruebas realizadas con los datos originales y los coeficientes, en las que no se consiguió los porcentajes de acierto deseados. Sin embargo, al utilizar la función envolvente se notó que las redes neuronales convergían bastante más rápido y mejoraban notablemente los resultados, por lo que se optó utilizarla para el resto de pruebas.

4. Reconocimiento mediante redes neuronales. La fase de reconocimiento de comandos se llevó a cabo por medio del uso de redes neuronales. La idea principal consiste en que una red neuronal (o varias) aprendan a reconocer diferentes patrones en una señal electromiográfica, de modo que, ante una entrada de datos, la red neuronal fuera capaz de clasificar adecuadamente cada comando.

Se hizo uso de redes neuronales para llevar a cabo este proceso de reconocimiento, debido a que pueden ser representadas de una forma sencilla e intuitiva. En este sentido, una red neuronal puede ser diseñada de tal forma que la capa de entrada posee la misma cantidad de neuronas que los datos que esté recibiendo, y la capa de salida tenga una cantidad de neuronas igual a la cantidad de comandos que se desee reconocer, representando cada neurona en dicha capa como un comando diferente. Esto constituye un diseño bastante intuitivo y fácil de comprender, por lo que se optó por este paradigma de computación para realizar dicho proceso.

Es importante mencionar la forma en la que fueron utilizadas estas redes. Se entrenaron y utilizaron redes diferentes para reconocer 3, 4 y 5 comandos. En estas redes lo único que varía es la cantidad de neuronas en la capa de salida. Se hizo de esta manera, debido a que se busca disminuir la cantidad de errores en el reconocimiento. Hay momentos en los que se necesita reconocer únicamente tres comandos, por lo que reconocer siempre cinco comandos introducía errores innecesarios en el reconocimiento.

A continuación se muestra el proceso seguido para llevar a cabo todo el reconocimiento. Se empezó por diseñar las redes neuronales y la forma de entrenarlas. Luego se propuso un primer acercamiento haciendo uso de una red neuronal a la vez, y se finalizó usando varias redes neuronales intentando reconocer un mismo comando, apoyadas de una inferencia probabilística, para determinar de forma final el comando que se está intentando activar subvocalmente. Este proceso se describe a continuación.

a. Diseño de las redes neuronales. Las redes neuronales constituyen un gran campo de investigación, e incluso son catalogados como una rama de la Inteligencia Artificial o Aprendizaje de Máquina. A pesar de esto, es importante mencionar que no existe, actualmente, un método para determinar un diseño óptimo de una red neuronal. Este diseño siempre depende de los datos que se desean analizar y se identifica un diseño con base en un proceso heurístico.

Como sabemos, una red neuronal posee una capa de entrada, una capa de salida y capas ocultas. Como se mencionó anteriormente, la cantidad de neuronas para la capa de entrada depende del tamaño del segmento que busque reconocer la red, y la cantidad de neuronas de la capa de salida depende de la cantidad de comandos a reconocer (3, 4 o 5). Por lo tanto, la definición del diseño consistió únicamente en identificar cuántas capas ocultas (incluyendo la cantidad de neuronas en cada capa) y la función de activación para cada capa.

Como se mencionó en los primeros capítulos, existen básicamente dos modelos de función de activación: los modelos acotados y los no acotados. Usar uno de estos modelos depende de la aplicación que se esté modelando. En este caso, se optó por un modelo acotado para la capa de salida, para tener un mejor control de las salidas del sistema. Es importante mencionar, que para las capas ocultas se realizaron varias pruebas, de tal forma que se determinó que la mejor función de activación para las capas ocultas fue una función sigmoide. Para las capas ocultas se probó con diferentes funciones, entre las que se puede mencionar: tangente hiperbólica, sigmoide, lineal, gaussiana y softmax.

En las pruebas en las que se utilizó una función de activación gaussiana para las capas ocultas se notó que el error en el entrenamiento iba en constante aumento, en lugar de ir disminuyendo. En las que se utilizó una función de activación lineal se notó que el error no disminuía, como si se estuviera saturando el valor de las neuronas. Cuando se utilizó una función tangente hiperbólico, el error disminuía en cada iteración, pero a una razón muy lenta, por lo que probablemente requería muchas más iteraciones para converger. En las pruebas en las que se utilizó una función softmax, se obtuvieron resultados muy malos, producto de que las redes no convergían de manera adecuada. Finalmente, en las que se utilizó una función sigmoide, el resultado fue bastante satisfactorio, pues convergía y los resultados de reconocimiento eran aceptables.

De manera similar se realizaron pruebas para la función de activación en la capa de salida. Sin embargo, las pruebas fueron realizadas únicamente con una función de activación sigmoide y una softmax. El problema de utilizar una función sigmoide en este caso, era que se podían dar muchos errores al converger la red a varios valores a la vez. De hecho, de las pruebas realizadas, el principal problema fue éste, debido a que reconocía, en la mayoría de casos, varios comandos, por lo que no era posible clasificarlo como uno solo. Fue debido a esto que se realizó pruebas con una función softmax. Como se puede observar en (CogBotLab & Idsia, 2009), esta función es bastante utilizada para redes neuronales cuyo fin es la clasificación de muestras.

La función softmax puede considerarse como una aproximación de la operación máximo. La idea de esta función es repartir entre todas las salidas el valor de 1. Esta variación hace que la capa de salida de la red neuronal se convierta en una especie de función de pertenencia, en la que nos dice qué tanto pertenece una muestra de entrada a cada una de las posibles salidas.

Por otro lado, se optó por una red neuronal de propagación hacia adelante. Se consideró utilizar redes neuronales recurrentes. Sin embargo, éstas son utilizadas cuando se quiere reconocer una secuencia cada vez que se utiliza la red. Estas redes serían útiles si, después de reconocer un comando en específico, la probabilidad de que el siguiente comando que active es distinta para todas las opciones, como no es el caso de la presente aplicación.

De lo mencionado anteriormente, se pueden resumir algunos puntos importantes para el diseño de todas las redes neuronales implementadas en el presente trabajo.

- Se utilizaron redes neuronales de propagación hacia adelante.
- Con respecto a las funciones de activación de las diferentes capas:
 - Para la capa de entrada, una función de activación lineal debido a la forma en que entran los datos.
 - Para las capas ocultas, una función de activación sigmoide, debido a las pruebas realizadas.
 - Para la capa de salida, una función de activación softmax, debido a la aplicación que se desea como una clasificación de muestras.

A continuación, lo único que queda por definir en cuanto al diseño de las redes neuronales es la cantidad de capas ocultas y la cantidad de neuronas por cada capa. Es importante recalcar lo mencionado anteriormente: este es un proceso heurístico, por lo que la cantidad de neuronas por capa y la cantidad de capas fue determinado a través de las pruebas realizadas. A partir de estas pruebas se notaron algunos patrones. Por ejemplo, se notó que es importante utilizar más neuronas en la primera capa oculta que en la capa de entrada, e ir disminuyendo este número entre las capas ocultas hasta llegar a la capa de salida. A pesar de esto, es importante mencionar que no se logró determinar una cantidad de capas ocultas óptima, por lo que se implementaron varias redes neuronales con diferente cantidad de capas ocultas, desde 1 capa hasta 3 capas, con resultados bastante similares, pero con la variación de tamaño (depende de la cantidad de neuronas, pero es importante considerar que entre más conexiones existan entre neuronas, la red neuronal será más grande en espacio en memoria, por lo que requerirá más tiempo de procesamiento).

Como se mencionará más adelante, para el reconocimiento fueron utilizadas varias redes neuronales, por lo que la diferencia entre cada red es precisamente la cantidad de neuronas por capa y la cantidad de capas. De manera similar, se utilizaron redes para reconocer diferentes datos de entrada (diferentes conjuntos de coeficientes). Si se desea ver explícitamente la cantidad de neuronas y capas por cada red neuronal, referirse al Apéndice: Diseños de las redes neuronales para cada conjunto de coeficientes.

b. Entrenamiento del sistema. Una de las principales ventajas de una red neuronal es el aprendizaje adaptativo, es decir, el poseer la capacidad de aprender mediante una etapa de aprendizaje basada en entrenamiento. Esta es una de las etapas más importantes, pues de esto dependen los resultados que se obtendrán. Si se realiza un mal entrenamiento, el resultado será un sistema con muy bajo porcentaje de acierto en el reconocimiento.

La primera decisión a tomar era el tipo de entrenamiento a utilizar. Existen principalmente dos tipos: aprendizaje supervisado y aprendizaje no supervisado. En este caso, se optó por utilizar el primero, debido a la facilidad de obtener previamente muestras con una salida conocida.

Por otro lado, como se menciona en (Wand & Tanja, Session Independent EMG-Based Speech Recognition, 2009) existen varios aspectos importantes a la hora de entrenar el sistema. Con el objetivo de que sea más robusto, es importante considerar sesiones de grabación de muestras independientes. Esto se refiere a la importancia de grabar muestras en diferentes ambientes o bajo diferentes condiciones, para agregarle robustez a la etapa de entrenamiento.

Otra forma de agregar robustez al sistema es entrenarlo con muchas muestras. Entre más muestras se utilice para entrenar, el sistema podrá adaptarse de mejor manera a diferentes casos, es decir, se consideran más casos posibles. De esta forma, al realizar ya el reconocimiento, es más probable que se haya entrenado al sistema con una muestra similar a la que se está emitiendo por parte del paciente, por lo que la probabilidad de clasificarlo de mejor forma aumenta.

Se empezó grabando 50 muestras correspondientes a cada comando. Sin embargo, se notó que los resultados no eran muy buenos, por lo que se realizó pruebas aumentando la cantidad de muestras para entrenar. En (Wand & Tanja, Session Independent EMG-Based Speech Recognition, 2009) se puede observar cómo se disminuye la tasa de error conforme entrenan con más muestras. En dicho estudio se ejemplificó con 40 muestras, 120 muestras y 280 muestras. Fue debido a esto que se propuso entrenar con más muestras.

Se prosiguió, por lo tanto, a grabar entre 250 y 400 muestras por cada comando. La cantidad de muestras se seleccionó a partir de la dificultad que se tenía para reconocerlo. Por ejemplo, si un comando en específico estaba teniendo resultados muy bajos, se proseguía a grabar más muestras y volver a entrenar al sistema.

Por otro lado, es importante mencionar, que el sistema de reconocimiento es específico para cada paciente. Esto quiere decir que es necesario grabar esta cantidad de muestras por cada paciente que vaya a utilizar el sistema. Para determinar esto, se realizaron pruebas mezclando el perfil de dos personas, es decir, entrenando al sistema con las muestras grabadas por ambas personas, y realizando pruebas con otras muestras previamente grabadas. El resultado de esta prueba fue un notorio decremento en los porcentajes de acierto, por lo que se optó por utilizar un perfil distinto por cada paciente.

Debido a que este proceso de grabación de muestras es bastante tardado y por lo mencionado anteriormente, las muestras se grababan en días diferentes con sesiones de entre una y dos horas. Para el entrenamiento del sistema fue necesario definir una cantidad máxima de iteraciones, de tal forma, que si la red neuronal no había convergido, el sistema diera por finalizado el entrenamiento. Para este caso, se determinó utilizar 150 iteraciones, utilizando el algoritmo de propagación hacia atrás, para entrenar al sistema.

Figura No.135. Muestras de señal electromiográfica para el comando Uniforme

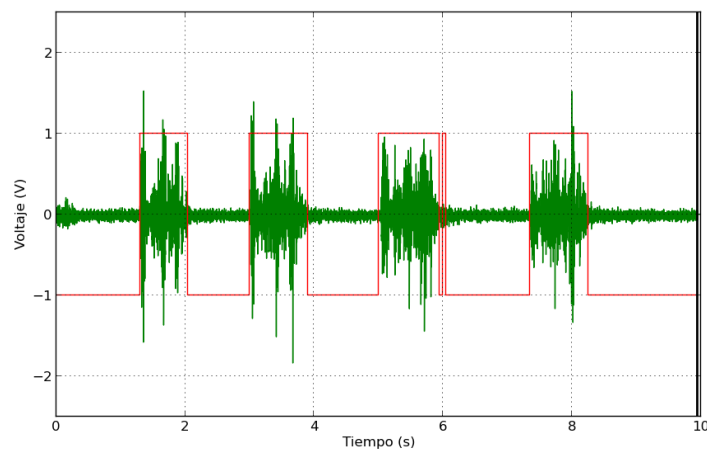


Figura No.136. Muestras de señal electromiográfica para el comando Eco

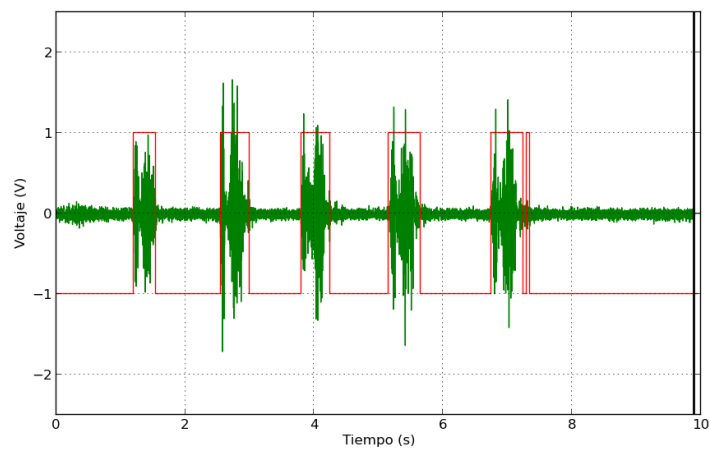


Figura No.137. Muestras de señal electromiográfica para el comando Teléfono

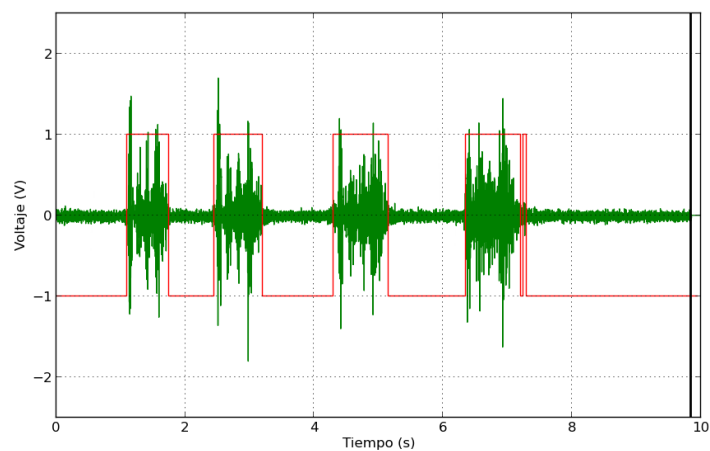


Figura No.138. Muestras de señal electromiográfica para el comando Noviembre

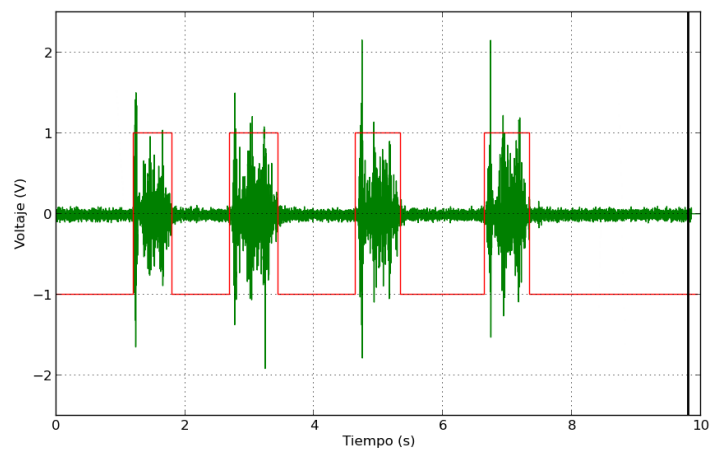


Figura No.139. Muestras de señal electromiográfica para el comando Sigma

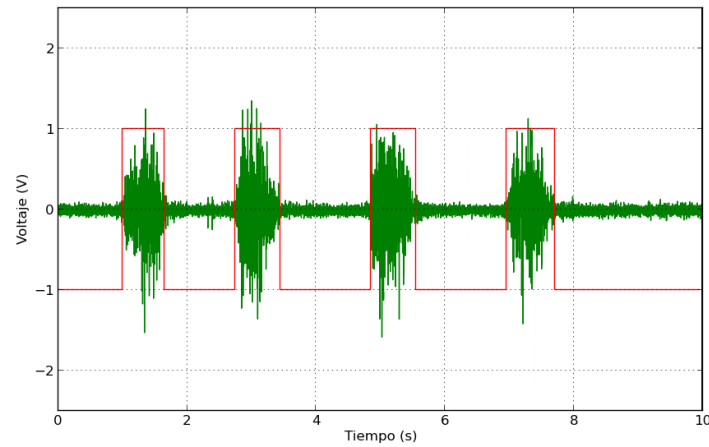
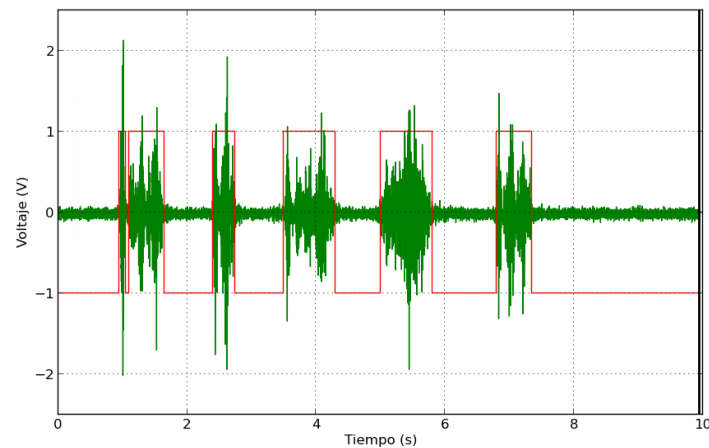


Figura No.140. Muestras de señal electromiográfica para comandos Uniforme, Eco, Teléfono, Noviembre y Sigma



Estas figuras son ejemplos de muestras grabadas para el proceso de entrenamiento de las redes neuronales. En estas figuras se puede observar lo similar que son las muestras de un mismo comando. Finalmente en la Figura No.140 se muestra en una misma gráfica los 5 comandos, para poder apreciar de mejor forma las diferencias entre cada uno.

c. *Uso de varias redes neuronales.* El primer acercamiento para llevar a cabo el reconocimiento, fue mediante el uso de una red neuronal. Una vez diseñadas y entrenadas las redes se prosiguió a realizar pruebas con las mismas. En este acercamiento se intentó llevar a cabo el reconocimiento únicamente con el resultado de una red neuronal.

Es importante mencionar que para este momento, no se contaban con muy buenos resultados para una única red neuronal, pero se contaba con resultados aceptables. A pesar de esto, el principal inconveniente que presentó el sistema fue la imposibilidad de reconocer falsos positivos. Si, por ejemplo, el método de detección detectaba erróneamente un segmento, éste sería enviado a la red neuronal, que daría como respuesta algún comando. Esto debido a la función de activación en la capa de salida, softmax.

Una forma de eliminar esta imposibilidad hubiera sido colocar una salida adicional que representara un comando no reconocido. Sin embargo, esta aproximación hubiera requerido entrenar al sistema con una gran cantidad de casos posibles (con infinitos casos posibles), por lo que se consideró impráctica esta posible solución.

Ante dicho problema, fue que surgió la idea de llevar a cabo el procesamiento en varias redes neuronales. La idea de realizarlo de esta manera implica varios beneficios. El principal de ellos se basa en que la probabilidad de que una red neuronal clasifique de forma errónea una muestra (se equivoque) es mucho mayor que la probabilidad de que n redes neuronales clasifiquen de la misma forma errónea la misma muestra, por lo que se debería disminuir el porcentaje error en la clasificación de muestras.

Otra ventaja de hacer uso de más de una red neuronal es la posibilidad de reconocer falsos positivos. Esta posibilidad está ligada a lo mencionado anteriormente, debido a que todas las redes neuronales darán salidas a la muestra de entrada, pero que todas las redes neuronales den la misma salida ante una muestra falsa constituye una probabilidad bastante baja, a menos que la muestra en falso sea bastante similar a uno de los comandos predefinidos. Esta posibilidad de reconocer falsos positivos (interpretados como comandos no reconocidos) se da en el momento en que las redes

neuronales encargadas de determinar el comando de salida no logren llegar a una decisión o converger a una única salida.

A partir de todo lo mencionado anteriormente, la idea se basa en que al momento en que se detecte un segmento, éste sea procesado por varias redes neuronales. Cada red neuronal proporciona una salida y a partir de la salida de todas las redes neuronales se determina la probabilidad de que la muestra sea cada comando. Si por ejemplo, se tiene un conjunto de redes neuronales que reconocen tres comandos, a partir de una muestra de entrada se calcula la salida de todas las redes y con estos valores la idea es calcular la probabilidad de que la muestra sea cada uno de los tres comandos. Ya obteniendo estas tres probabilidades se prosigue a evaluar las salidas mediante una regla de aceptación, para determinar si la muestra corresponde a un comando en específico o se clasifica como comando no reconocido. Este proceso de la obtención de las probabilidades de que la muestra sea cada uno de los comandos, se realizó mediante una inferencia probabilística o una inferencia bayesiana, como se explicará más adelante.

Algo importante de mencionar, es que se busca reconocer 3, 4 y 5 comandos. Para cada cantidad diferente de comando se entrenó un conjunto de redes neuronales diferente. Si en algún punto del sistema final se requiere reconocer únicamente tres comandos, la muestra es enviada únicamente al conjunto de redes neuronales que está entrenada para reconocer dicha cantidad de comandos.

Para cada conjunto de redes neuronales se propuso entrenar 25 redes neuronales diferentes. Estas redes fueron diseñadas de la forma que se mencionó anteriormente. Cada red neuronal fue diseñada, por lo tanto, con una combinación diferente de neuronas y capas ocultas. Adicionalmente se entrenaron las redes neuronales de tal forma que reconocieran diferentes conjuntos de coeficientes resultantes de la aplicación de la transformada wavelet. Como también se mencionó anteriormente, estas redes son exclusivamente para el uso de un paciente, por lo que la cantidad de redes entrenadas y seleccionadas varió entre cada paciente. Las 25 redes neuronales que se propuso entrenar fueron repartidas de la siguiente forma.

- 4 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD4.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA4.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD3.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA3.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD2.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA2.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD1.
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA1.

El diseño de cada una de estas redes neuronales se puede observar en el Apéndice, Diseños de las redes neuronales para cada conjunto de coeficientes.

Es importante notar que entre las redes neuronales listadas anteriormente no se incluyó ninguna con los conjuntos de coeficientes cA y cD, ni con los datos originales. Como sabemos, cada segmento detectado posee 1950 datos. Si se utilizan los conjuntos de coeficientes cA y cD para el reconocimiento, se debían entrenar redes neuronales con 979 neuronas en la capa de entrada. De manera similar, al utilizar los datos originales, las redes neuronales requerirían 1950 neuronas en su capa de entrada. Esto provoca que las redes neuronales necesarias para reconocer adecuadamente posean muchas neuronas en sus capas ocultas, lo que a su vez repercute en redes neuronales que tardan bastante tiempo de entrenamiento y procesamiento en tiempo de ejecución.

Es importante mencionar que a pesar de esto, el uso de redes neuronales entrenadas con estos conjuntos de coeficientes (cA y cD) no fue descartado. Estas redes neuronales fueron utilizadas únicamente cuando se buscaba aumentar el porcentaje de reconocimiento, debido a porcentajes que no fueran del todo aceptables o porcentajes que simplemente se buscaba mejorarlos. Sin embargo, el uso de redes neuronales entrenadas con los datos originales sí fue descartado, debido a las razones mencionadas anteriormente.

Por lo mencionado, fue necesario realizar una inferencia probabilística o bayesiana. Esta inferencia se basa en un cálculo utilizando unas estimaciones de probabilidades, como se menciona a continuación.

d. Inferencia probabilística para generación de comandos.

Como se ha venido mencionando, el proceso de inferencia probabilística fue utilizado para la generación de comandos. La idea a grandes rasgos fue determinar, a partir de la salida de varias redes neuronales la probabilidad de que la muestra fuera un comando en específico. A partir de esto se define una regla de aceptación en la cual se determina si dar por salida un comando o notificar que no se reconoció el comando.

Para este punto es importante saber qué representan las salidas de la red neuronal. La idea principal es modelar un cálculo de probabilidades para inferir una salida única a partir de la salida de varias redes neuronales. El principal problema es que la probabilidad de que un comando fuera bien reconocida por una red neuronal varía dependiendo del comando y de la red. En otras palabras, las diferentes redes neuronales que procesaban la entrada, tenían una probabilidad de acierto diferente entre ellas y dependían también del comando que se buscaba reconocer. Es por esto que no podía hacerse simplemente una ponderación equilibrada.

Para saber qué significa la salida de una red neuronal, es necesario conocer la función de activación de la capa de salida. En este caso, se tiene una función softmax, que lo que hace es repartir un único valor de 1 entre todas las salidas. Se definió que cada salida de la red neuronal representa un comando, por lo que las salidas de la red neuronal realmente representan una función de pertenencia al conjunto de comandos predeterminados.

Lo que se busca es saber cuál es la probabilidad de que una muestra sea correspondiente a un comando, dada por la salida de más de una red neuronal. Por ejemplo, se quiere saber $P(x|N_1, N_2, \dots, N_n)$, donde $\{N_1, N_2, \dots, N_n\}$ representan las hipótesis, es decir, las diferentes salidas de las n redes neuronales y x representa el comando que se está buscando. Para ser más específicos, en este caso, cada N_i representa únicamente una de las salidas de la red neuronal i , correspondiente al comando x .

Como se mencionó anteriormente, cada red neuronal posee n salidas, que representan a los n comandos que la red busca reconocer. Si, por ejemplo, la red fue diseñada para reconocer tres comandos, entonces la red neuronal tiene tres salidas.

Lo que hizo fue, por lo tanto, calcular la probabilidad de ocurrencia de cada comando y luego tomar una decisión en base a una única salida que mezcla la salida de las n redes neuronales. Algunas probabilidades que fueron necesarias para este cálculo son las siguientes:

- $P(x)$: representa la probabilidad de ocurrencia del comando que se está buscando, en este caso x es el comando. Esta probabilidad depende únicamente del tamaño del conjunto de finido de salidas. Por ejemplo, para una red neuronal entrenada para reconocer 4 comandos, se sabe que tiene 4 salidas, por lo que la probabilidad de que la salida sea x es de $\frac{1}{4}$.
- $P(\neg x)$: representa la probabilidad de que no ocurra el comando x . Esta probabilidad está ligada a la anterior de la siguiente forma: $P(\neg x) = 1 - P(x)$.
- $P(N_i|x)$: representa la probabilidad de que, dada una muestra de x , sea clasificada correctamente como x por la red neuronal i . Recordemos que N_i representa la salida correspondiente al comando x de la red neuronal i .
- $P(\neg N_i|x)$: representa la probabilidad de que, dada una muestra de x , ésta no sea clasificada como x por la red neuronal i .
- $P(N_i|\neg x)$: representa la probabilidad de que, dada una muestra diferente de x , ésta sea clasificada como x por la red neuronal i .
- $P(\neg N_i|\neg x)$: representa la probabilidad de que, dada una muestra diferente de x , ésta no sea clasificada como x por la red neuronal i .

Debido a la forma en la que se está planteando el problema, se tiene de salida una partición binaria, debido a que se está buscando la probabilidad de que una muestra de entrada sea clasificada como un comando o no. Debido a esto, sabemos que:

$$P(N_i|x) + P(\neg N_i|x) = 1$$

Y de manera similar sabemos que:

$$P(N_i|\neg x) + P(\neg N_i|\neg x) = 1$$

Por lo que para llevar a cabo el cálculo completo requerido, basta con estimar únicamente las probabilidades: $P(N_i|x)$ y $P(N_i|\neg x)$.

Una vez se tienen las estimaciones para las probabilidades de $P(N_i|x)$ y $P(N_i|\neg x)$ para cada comando x en cada red neuronal i , se prosigue a realizar el cálculo y determinar las probabilidades de que la muestra corresponda a cada comando. Si se desea tener una mejor idea del proceso de reconocimiento, referirse al Apéndice: Ejemplo simplificado del cálculo realizado para llevar a cabo el reconocimiento de comandos, en el que se muestra un ejemplo simplificado de todo el proceso de reconocimiento.

e. Estimación de probabilidades y regla de aceptación. Para la estimación de las probabilidades mencionadas anteriormente es necesario comprender qué representan las salidas de cada red neuronal y saber qué representan las probabilidades que se requieren. Como se mencionó anteriormente, las salidas de la red neuronal representan una función de pertenencia a un conjunto de comandos predefinidos (cada salida de la red neuronal nos dice qué tanto representa un comando en específico). Por ejemplo, una red neuronal tiene tres salidas, que representan a los comandos: *Uniforme*, *Eco* y *Teléfono* y obtenemos de la red neuronal una salida de 0.8, 0.05, 0.15 respectivamente, lo que estaría representando es que la muestra entrante pertenece en un 85% al comando *Uniforme*, en un 5% al comando *Eco* y en un 15% al comando *Teléfono*.

Por otro lado, sabemos también que $P(N_i|x)$ representa la probabilidad de que, dada una muestra de un comando x , la probabilidad de que la red neuronal i lo reconozca como dicho comando x . Sabiendo esto, la idea era grabar diferentes muestras de todos los comandos, para realizar una estimación de las probabilidades requeridas. Para realizar estas estimaciones se utilizaron 30 muestras correspondientes a cada comando. Si, por ejemplo, se tiene una red neuronal para reconocer cuatro comandos, entonces las estimaciones se realizaron con 120 muestras diferentes.

Sabiendo que la salida de la red nos dice qué tanto pertenece a una palabra, para calcular $P(N_i|x)$ lo que se hizo fue sumar la salida de la red para las 30 muestras que correspondieran al comando x y se dividió este valor entre 30. De manera similar, para estimar $P(N_i|\neg x)$ se sumaron los valores de todas las salidas de las muestras de la red neuronal para muestras que se conocía eran diferentes de x y se dividió entre la cantidad de muestras utilizadas (por ejemplo para cuatro comandos, 90 muestras).

Es importante mencionar que estas dos probabilidades fueron estimadas para cada comando y cada una de las redes neuronales que se fueran a utilizar. Una vez obtenidas las probabilidades, lo que se hizo fue interpretar la salida de una red neuronal de tal modo que si su salida fuera de un valor 1 para un comando, se utilizara $P(N_i|x)$ para realizar el cálculo. Por otro lado, si la salida de la red neuronal nos da un valor de 0, es importante notar que no es posible utilizar un valor de 0 para la estimación final, pues no se podría aplicar el teorema de Bayes. Lo que se hizo en este caso fue interpretar dicho 0. Ese resultado lo que nos dice es qué tan x era una muestra, en este caso, nos dice que la muestra no pertenece al comando x . Nótese que esto no significa que la probabilidad de que sea dicho comando es 0, más bien esta probabilidad se refiere a $P(\neg N_i|x)$.

Fue debido a esto, que para dar el valor estimado de la probabilidad de una red neuronal para una muestra dada y un comando dado, se utilizó una regresión lineal, sabiendo que el rango viene dado por $[P(\neg N_i|x), P(N_i|x)]$. Por ejemplo, tenemos una red neuronal para reconocer tres comandos: x, y y z . Supongamos que a partir de una muestra dada, la salida de la red nos dio un valor de 0 para x , 1 para y y 0 para z . Es importante notar que esto no implica que el comando sea y , por más que la red neuronal diga que la muestra pertenece en su totalidad a y , ni que la probabilidad de que sea x o z sea de 0. Lo que se hizo, con esta regresión fue estimar una probabilidad de que realmente la salida sea un determinado comando, a través de estimaciones realizadas previamente. Con esta regresión se evita tener los extremos de probabilidades (1 y 0), ya que aunque la red neuronal diga que una muestra no pertenece a un comando x , la probabilidad estimada se da como $P(\neg N_i|x)$, estimado previamente, en lugar de 0. De igual forma, aunque la red neuronal diga que la muestra pertenece en totalidad al comando y , se devuelve la probabilidad estimada como $P(N_i|x)$, en lugar de 1.

Una vez se obtuvo las estimaciones de probabilidades para cada red neuronal y cada comando, se notó que se daba el caso que algunas redes neuronales entorpecían el resultado de otras. Esto se notó debido a que existían redes neuronales en las que las probabilidades de reconocer un comando determinado eran bastante buenas, pero para otros comandos eran bastante malas. En estos casos, por lo tanto, se mejoraba los resultados para un comando, pero agregaba incertidumbre para los otros comandos. Es por esto que se propuso definir un nivel de aceptación para poder utilizar una red neuronal para determinado comando.

La idea de esto es que en el cálculo de la probabilidad de un comando a partir de una muestra, lo realicen únicamente las redes neuronales que cuenten con una buena probabilidad de reconocer dicho comando y no participen en el cálculo de aquellos comandos en los que no cuentan con una buena probabilidad. Por ejemplo, considérese la siguiente tabla, en la que se tiene la estimación de las probabilidades necesitadas para reconocer tres comandos, de 10 redes neuronales.

Tabla No.10. Ejemplo de definición de niveles de aceptación

No. de red neuronal	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos					
	$P(0 0)$	$P(0 -0)$	$P(1 1)$	$P(1 -1)$	$P(2 2)$	$P(2 -2)$
1	0.709	0.090	0.965	0.061	0.601	0.085
2	0.533	0.140	0.828	0.073	0.874	0.063
3	0.797	0.094	0.920	0.022	0.798	0.098
4	0.652	0.092	0.936	0.080	0.641	0.076
5	0.688	0.082	0.914	0.078	0.851	0.048
6	0.840	0.083	0.902	0.040	0.688	0.049
7	0.839	0.052	0.831	0.031	0.811	0.081
8	0.809	0.093	0.834	0.056	0.701	0.120
9	0.849	0.073	0.756	0.088	0.669	0.012
10	0.775	0.091	0.860	0.027	0.912	0.064

De color azul, se resaltó las redes que mejor reconocen cada comando. La selección de estos niveles de aceptación se llevó a cabo de forma manual, considerando

que el cálculo de la probabilidad de cada comando fuera procesado por al menos cinco redes (las cinco mejores para cada comando, por ejemplo). A partir de este ejemplo, se definen los niveles de aceptación para cada comando de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.797$ y $P(0|\neg 0) \leq 0.094$
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.902$ y $P(1|\neg 1) \leq 0.080$
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.798$ y $P(2|\neg 2) \leq 0.098$

Una vez teniendo estos niveles de aceptación definidos, el sistema puede saber qué redes neuronales deben tomar parte del cálculo de la probabilidad de cada comando. Finalmente, al tener ya la probabilidad de que una muestra de entrada sea cada comando, se prosiguió a determinar una regla de aceptación. Esta regla fue definida de forma heurística, en base a varias pruebas realizadas. La propuesta consistió en identificar la probabilidad más alta y revisar que ésta fuera por lo menos tres veces más grande que la segunda probabilidad más alta. Adicionalmente si esta probabilidad es superior a 0.7 el sistema de reconocimiento da como resultado dicho comando. En caso no cumplirse estas condiciones, el sistema de reconocimiento indica que no pudo identificarse el comando.

f. Resultados del reconocimiento. El proceso de reconocimiento descrito en el presente capítulo dio muy buenos resultados. En esta sección se mostrará un resumen de los resultados obtenidos para un paciente en específico. En este caso se seleccionaron los resultados obtenidos por el autor del presente trabajo de graduación. Los comandos seleccionados fueron los siguientes: *Uniforme* (comando 0), *Eco* (comando 1), *Omega* (comando 2), *Noviembre* (comando 3) y *Sigma* (comando 4).

Como se mencionó, fue necesario entrenar tres conjuntos de redes neuronales para reconocer 3, 4 y 5 comandos. A continuación se menciona cuántas redes neuronales fueron utilizadas, se muestra la elección de los niveles de aceptación y se muestran los resultados para cada uno de estos conjuntos. Si se desea ver más detalle, referirse al Apéndice, Resumen de resultados de reconocimiento de los pacientes.

g. Reconocimiento de cinco comandos. Las redes neuronales para reconocer cinco comandos fueron entrenadas con 1720 muestras repartidas entre los cinco comandos. Se entrenaron 25 redes repartidas de la siguiente forma:

- 4 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD4. (2 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA4. (0 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD3. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA3. (2 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD2. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA2. (1 utilizada)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD1. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA1. (2 utilizadas)

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 16, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.90$ y $P(0|\neg 0) \leq 0.052$. Se utilizan 9 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.89$ y $P(1|\neg 1) \leq 0.051$. Se utilizan 9 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.82$ y $P(2|\neg 2) \leq 0.062$. Se utilizan 8 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.79$ y $P(3|\neg 3) \leq 0.078$. Se utilizan 8 redes.
- Para el comando 4, $P(4|4) \geq 0.71$ y $P(4|\neg 4) \leq 0.091$. Se utilizan 11 redes.

Tabla No.11. Resumen de resultados de reconocimiento para cinco comandos

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	30	0	0	30
<i>Eco</i>	27	0	3	30
<i>Omega</i>	28	1	1	30
<i>Noviembre</i>	28	1	1	30
<i>Sigma</i>	29	0	1	30
Total	142	2	6	150
Total (%)	94.67%	1.33%	4.00%	

h. Reconocimiento de cuatro comandos. En las redes neuronales para reconocer cuatro comandos se utilizaron los comandos del 0 al 3 (*Uniforme, Eco, Omega y Noviembre*) y las redes neuronales fueron entrenadas con 1345 muestras repartidas entre los cuatro comandos. Se entrenaron 25 redes repartidas de la siguiente forma:

- 4 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD4. (4 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA4. (0 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD3. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA3. (1 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD2. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA2. (2 utilizada)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD1. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA1. (0 utilizadas)

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 16, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.89$ y $P(0|\neg 0) \leq 0.087$. Se utilizan 11 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.85$ y $P(1|\neg 1) \leq 0.089$. Se utilizan 10 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.77$ y $P(2|\neg 2) \leq 0.079$. Se utilizan 7 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.82$ y $P(3|\neg 3) \leq 0.069$. Se utilizan 7 redes.

Tabla No.12. Resumen de resultados de reconocimiento para cuatro comandos

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	27	1	2	30
<i>Eco</i>	28	0	2	30
<i>Omega</i>	29	1	0	30
<i>Noviembre</i>	29	1	0	30
Total	113	3	4	120
Total (%)	94.17%	2.50%	3.33%	

i. Reconocimiento de tres comandos. De manera similar, en las redes neuronales para reconocer tres comandos se utilizaron los comandos de 0 al 2 (*Uniforme*, *Eco* y *Omega*), fueron entrenadas con 1058 muestras repartidas entre los tres comandos. Se entrenaron 25 redes repartidas de la siguiente forma:

- 4 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD4. (4 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA4. (0 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD3. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA3. (1 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD2. (3 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA2. (2 utilizada)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cD1. (2 utilizadas)
- 3 redes neuronales que reconocen el conjunto de coeficientes cA1. (0 utilizadas)

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 15, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.90$ y $P(0|\neg 0) \leq 0.037$. Se utilizan 12 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.90$ y $P(1|\neg 1) \leq 0.066$. Se utilizan 12 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.89$ y $P(2|\neg 2) \leq 0.083$. Se utilizan 10 redes.

Tabla No.13. Resumen de resultados de reconocimiento para tres comandos

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	30	0	0	30
<i>Eco</i>	29	0	1	30
<i>Omega</i>	28	0	2	30
Total	87	0	3	90
Total (%)	96.67%	0.00%	3.33%	

j. Resumen de resultados. En la siguiente tabla se puede observar un resumen general de los resultados obtenidos para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos. De estos resultados es interesante notar que se obtuvo mejores resultados para el reconocimiento de cinco comandos, que de cuatro comandos.

Tabla No.14. Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos

Cantidad de comandos	Muestras correctas	Muestras incorrectas	Muestras no identificadas	Cantidad de muestras para pruebas	Cantidad de muestras entrenamiento	Tiempo medio de reconocimiento (s)
3	96.67%	0.00%	3.33%	90	1050	0.17
4	94.17%	2.50%	3.33%	120	1345	0.14
5	94.67%	1.33%	4.00%	150	1720	0.13

Es importante mencionar que se buscó que todos los comandos fueran reconocidos por varias redes neuronales. Como se puede observar en los resultados, cada comando de cada conjunto de redes neuronales es reconocido por más de siete redes neuronales (entre 7 y 12, para este caso).

Recordemos del sub capítulo VI.G Método de detección de datos que un segmento se forma al encontrar cuatro bloques consecutivos detectados como silencio. Sabemos que cada bloque equivale a un tiempo de 0.05 segundos, por lo que estos cuatro bloques corresponden a 0.20 segundos. Se puede decir que este es el tiempo que tarda el sistema en detectar una articulación (aunque no necesariamente considerando que alguno de estos cuatro bloques puede ser parte de los datos de interés, realmente). Los tiempos que se muestran en la tabla anterior no incluyen estos 0.20 segundos y fueron tomados mediante una aplicación aislada del sistema final, es decir, mediante una aplicación que realizaba únicamente este reconocimiento. Es importante mencionar que estos tiempos no se mantuvieron en el sistema final, como se explicará en el sub capítulo VI.II Integración de método de reconocimiento y sistema final. Adicionalmente es importante mencionar que estos tiempos dependen de las redes neuronales utilizadas, por lo que, por ejemplo en el perfil de Juan Pablo Pinto estos tiempos son mayores (0.17s, 0.21s y 0.14s)

I. Integración de método de reconocimiento y sistema final

En este sub capítulo se trata el tema de la integración del método de reconocimiento al sistema final. Anteriormente se procuró no hablar sobre ningún lenguaje de programación y se trató el método de reconocimiento como un proceso aislado. En este sub capítulo se tratarán los temas de la tecnología utilizada, la modelación del sistema, la generación de comandos, integración con el Módulo de navegación mediante visión por computadora y el proceso de envío de comandos al módulo de Control Maestro.

1. Diseño. A continuación se muestran los pasos seguidos para llevar a cabo la integración del método de reconocimiento al sistema final.

a. Se empezó por seleccionar la tecnología a utilizar. Esta selección de la tecnología incluye el lenguaje de programación a utilizar y las librerías seleccionadas.

b. Se prosiguió a modelar el sistema, de tal forma que se pudiera incrustar de forma transparente el método de obtención de datos, detección de datos y reconocimiento de datos al sistema. Como parte de esta modelación se estructuró la aplicación en procesos e hilos de ejecución.

c. Posteriormente se llevó a cabo la definición de acciones que puede realizar la aplicación. En esta se definen qué acciones puede realizar el usuario con respecto a la silla de ruedas.

d. Una vez se contó con las acciones predefinidas se prosiguió a llevar a cabo la integración con el Módulo de navegación mediante visión por computadora. La integración con este módulo implica el manejo de dos cámaras y solicitud de información a sensores de luz, como se explicará más adelante.

e. Finalmente se definió e implementó la integración con el Módulo de control maestro. Esta integración implica el envío de acciones a dicho módulo con el fin de mover motores u obtener información de sensores. Como parte de esta fue necesario definir un protocolo de comunicación.

2. Tecnología utilizada. En esta sección se hablará del tema de la tecnología utilizada. Como se mencionó en la sección de diseño, en ésta se incluye la selección del lenguaje de programación y las librerías utilizadas.

a. Selección de lenguaje de programación. La primera selección necesaria para implementar el sistema fue el lenguaje de programación. Esta selección se llevó a cabo desde las primeras semanas del proyecto. Para la implementación se seleccionó el lenguaje de programación, Python.

En un principio se realizaron pruebas en lenguajes de programación, como Java, Ruby y Python. Es importante mencionar que no se consideró cualquier lenguaje perteneciente a .NET (C#, C++, etc), debido a que se hubiera complicado su implementación en el sistema operativo Ubuntu. También es importante mencionar que se encontraron y realizaron pruebas de varias librerías para el manejo de redes de neuronas artificiales en los lenguajes probados. Sin embargo, se seleccionó Python como lenguaje de programación debido a varios factores. El más importante, y por el que se tomó dicha decisión fue la curva de aprendizaje, dado que se requería un lenguaje de programación que fuera rápido de aprender. Esto debido a que la implementación del Módulo de navegación mediante visión por computadora requería llevar a cabo una programación en alto nivel, al igual que el presente módulo. Esta curva de aprendizaje se ve reflejada tanto en el lenguaje de programación en sí, como en la facilidad del uso de sus librerías.

b. Selección de librerías utilizadas. Una vez seleccionado el lenguaje de programación, fue necesario definir las librerías a utilizar. En este caso, fue necesario buscar librerías para redes de neuronas artificiales, la interfaz gráfica, para graficar y aplicación de transformada wavelet.

En los casos de las librerías para graficar y para aplicar las transformadas wavelet no hubo ningún problema. Para éstas, se utilizó matplotlib y PyWt, respectivamente. Se seleccionó matplotlib al ser una librería bastante flexible y compatible con la mayoría de las librerías para manejo de interfaz gráfica. Por otro lado, se seleccionó PyWt debido a que es una librería bastante poderosa y fácil de utilizar que provee una interfaz de alto

nivel y un muy buen desempeño. Por otro lado, esta librería se consideró bastante completa, ya que puede realizar transformadas wavelet discretas de varias familias y órdenes.

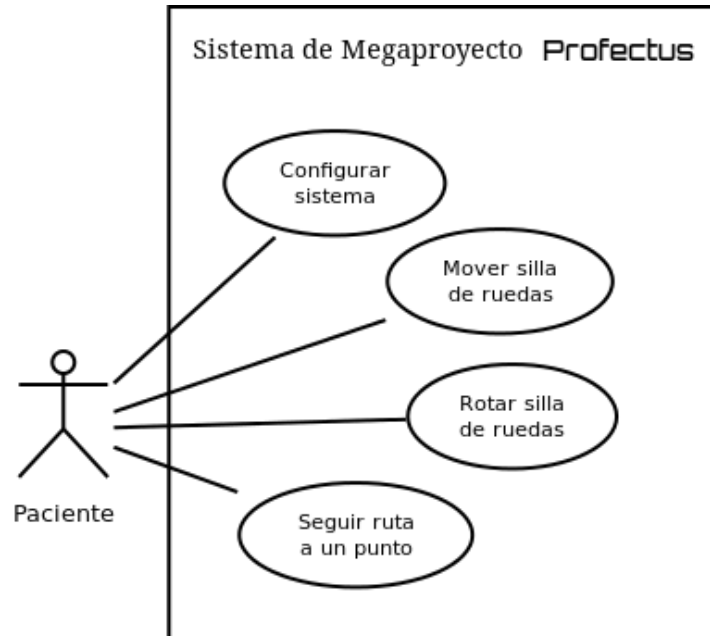
En el caso de la librería para el manejo de la interfaz gráfica se seleccionó PyGTK. Entre otras librerías que se consideraron se puede mencionar PyQt y wxPython. Sin embargo, se optó por PyGTK debido a la facilidad de uso y la compatibilidad con el sistema operativo Ubuntu, debido a que es una capa o envoltura de GTK+, que se encuentra instalada por defecto en este sistema operativo.

Finalmente se tuvo que definir la librería para implementar las redes de neuronas artificiales. Para el lenguaje de programación Python, se realizaron pruebas con cuatro librerías, entre las que se puede mencionar, FFNET, neurolab, FANN (*Fast Artificial Neural Network*) y PyBrain. Las primeras dos fueron descartadas debido a la poca documentación con la que contaban. PyBrain y FANN contaban con bastante documentación y ambas son bastante flexibles. Los únicos inconvenientes encontrados con FANN fueron en la imposibilidad de implementar una función de activación softmax en la capa de salida y que toda la documentación existente era específica para el lenguaje C++ (a pesar de poseer un porteo de la librería a 15 lenguajes, entre la que se encuentra Python), lo que dificultaba un poco el uso. Fue debido a esto que se decidió implementar PyBrain, sin embargo, no se descarta que el uso de FANN hubiera dado mejores resultados si no se hubiera seleccionado la función de activación softmax, ya que posee optimizaciones que la hacen más rápida que la mayoría de librerías para implementar redes neuronales.

Otra librería importante de mencionar fue la librería utilizada por el Módulo de navegación mediante visión por computadora. En este módulo se requiere el uso de dos cámaras de video, por lo que fue seleccionada la librería para utilizar OpenCV. Esta librería es importante de mencionar, pues el presente módulo debe hacer uso de ella.

3. Modelación del sistema. En esta sección se muestra la modelación del sistema. En este caso, la modelación del sistema incluye la forma en la que se hizo uso de los métodos de obtención de datos, detección de datos y reconocimiento de comandos, de forma transparente para la aplicación. Adicionalmente se incluye la modelación de las principales acciones que pueden ser realizadas por el usuario.

Figura No.141. Diagrama de casos de uso del sistema



En la figura anterior, se puede apreciar un diagrama de casos de uso del sistema. En éste se modela al único actor, en este caso el paciente, y a los diferentes casos de uso. Estos casos de uso representan unidades funcionales coherentes del sistema, es decir, los procesos principales en los que participa un paciente que está utilizando el sistema.

En los siguientes puntos se describe cada caso de uso presentado en el diagrama anterior.

- *Configurar el sistema:* Este abarca todas las configuraciones que puede hacer el paciente al utilizar el sistema. Esto incluye la selección de las cámaras y los puertos serial, la calibración del reconocimiento, actualizar la gráfica, para el sistema, etc.
- *Mover silla de ruedas:* Este caso abarca la acción que puede realizar el paciente de mover la silla de ruedas, ya sea para atrás o para adelante.

- *Rotar silla de ruedas*: Similar al caso anterior, este caso abarca la acción que puede realizar el paciente de rotar la silla de ruedas hacia la derecha o izquierda.
- *Seguir ruta a un punto*: Este caso abarca la selección de un punto haciendo uso de la cámara. El objetivo de esta acción es que el sistema genere una ruta para llegar al punto destino. Este trabajo es realizado por el Módulo de navegación mediante visión por computadora, pero el presente módulo sirve como interfaz entre el paciente y dicho módulo.

Debido a los casos de uso mencionados anteriormente, fue necesario modelar la aplicación mediante varios hilos de ejecución. Sin embargo, en este punto se tuvo un problema con Python y fue con respecto al uso de *Threads* (hilos de ejecución). Estos *Threads* de Python hacen uso del GIL (*Global Interpreter Lock*), cuya función principal es manejarlos de tal forma que no hagan uso del mismo espacio en memoria al mismo tiempo, así como ir controlando la ejecución de cada uno. El principal problema se da en cuestiones de velocidad. Los *Threads* en Python no son ejecutados de forma concurrente, sino son calendarizados para ejecutarse por medio de un algoritmo *Round Robin*. Esto provocaba que al tener varios de estos *Threads*, la aplicación empezaba a ejecutar cada uno de forma lenta.

Es importante mencionar que debido a los casos de uso, era necesario: mantener un hilo de ejecución que se encargara de actualizar los datos de la cámara, un hilo que se encargara de graficar los datos en tiempo real y un hilo que se encargara de obtener los datos del puerto serial. El problema se dio cuando el puerto empezaba a desbordar datos debido a la lentitud con la que se realizaba el proceso. Fue debido a esto que se buscó otra forma de implementarlo. Dado que los *Threads* de Python no corren de forma concurrente se buscó una forma de aprovechar todos los núcleos de la computadora. Esto se logró utilizando el módulo *multiprocessing* de Python, con la clase *Process*. La principal diferencia de esta clase con respecto a los *Threads*, es que no corren sobre el mismo espacio en memoria, sino diferente. Esto hace que sea un poco más complejo el compartir datos entre procesos, pero al mismo tiempo se aprovecha el multiprocesamiento de la computadora.

Fue debido a esto que se implementaron algunos procesos utilizando *Threads* y otros procesos utilizando *Process*. Es importante mencionar, que al utilizar PyGTK todo lo relacionado a despliegue en la interfaz gráfica debe ser manejado por un único hilo de ejecución, llamado *gtk.main*. Si algún despliegue en la interfaz gráfica no es realizado con este hilo de ejecución, la interfaz gráfica se queda congelada momentáneamente. Fue debido a esto, y a la dificultad en el intercambio de datos entre los *Threads* y los *Process* que se decidió utilizar los primeros para la obtención de datos de la cámara y la actualización de la gráfica de los datos en tiempo real, mientras que la obtención de datos y detección se realiza en un *Process* de forma concurrente.

Es importante mencionar que los procesos de reconocimiento de comandos y generación de ruta, por parte del Módulo de navegación mediante visión por computadora, también se llevan a cabo en un *Process*. Esto debido a que se requiere que estos procesos se ejecuten de la forma más concurrente posible para evitar retardos significativos.

Por otro lado, se definió el perfil de un paciente con una estructura XML que indica el conjunto de redes neuronales para reconocer 3, 4 y 5 comandos (la dirección al archivo en disco duro donde está guardado), así como los comandos que cada conjunto de redes reconoce. Esto se hizo con el objetivo de poder cargar el perfil de un paciente en tiempo de ejecución e integrarlo al código de forma transparente, independizando el código con el perfil del paciente.

4. Definición de acciones. El sistema se trabajó como una especie de menú. La idea de los comandos reconocidos por las redes neuronales es que fueran parte de un menú, en donde cada vez que se reconociera un comando por parte del método de reconocimiento, se fuera metiendo en una opción de dicho menú. De esta forma la idea se extendió a realizar este menú de la forma más flexible posible. Por lo tanto se definió una estructura XML para definir dicho menú fuera del código y a partir de éste generar todas las vistas necesarias.

Esto produjo una interfaz completamente flexible y sencilla de modificar. Entre lo definido se maneja hacia qué otra vista se debe mover el sistema cuando sea reconocido determinado comando o qué acción debe ejecutar, en el caso que se llegue a una acción en específico. En este caso las acciones están definidas por el caso de usos.

Por otro lado, es importante mencionar algunas cosas que fue necesario incluir en la interfaz gráfica. Por ejemplo, la gráfica en la que se observan los datos de entrada del paciente debe estar visible de tal forma que el paciente pueda observar qué es lo que el sistema está detectando y configurarlo a su antojo. De manera similar, en todo momento deben estar visibles los comandos disponibles y sus respectivas acciones. Finalmente es importante también que el paciente pueda saber en qué parte del menú está posicionado. Para esto último se implementó un *Bredcrumb* o *Miga de pan*, en la que se puede observar en qué parte del menú se encuentra.

El menú definido se basó principalmente en dos secciones: los comandos predefinidos y los comandos con cámara. El segundo caso se explicará en la siguiente sección, debido a que es utilizado para la integración con el Módulo de navegación mediante visión por computadora. Con respecto a los comandos predefinidos se definió el siguiente menú:

- Avanzar
 - Adelante
 - Avanzar 0.5 metros
 - Avanzar 1 metro
 - Avanzar 2 metros
 - Atrás
 - Retroceder 0.25 metros
 - Retroceder 0.5 metros
 - Retroceder 1 metro
- Girar
 - Derecha
 - Seleccionar ángulo base y ángulo.
 - Izquierda
 - Seleccionar ángulo base y ángulo.

Es importante mencionar que en todo momento se cuenta con un botón de cancelar, cuyo destino también se definió en la estructura XML. Este botón de cancelar se implementó para que el paciente contara con una adecuada navegación dentro del sistema.

Figura No.142. Portada principal interfaz gráfica

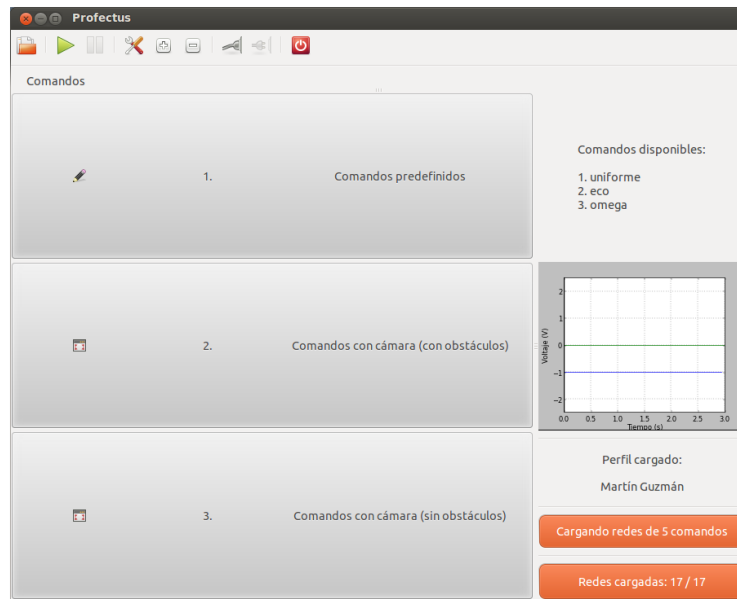


Figura No.143. Comandos predefinidos en interfaz gráfica

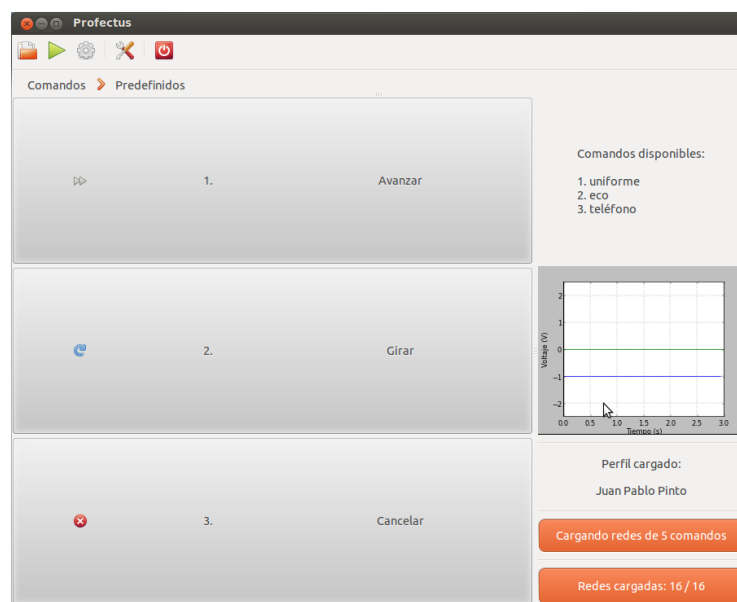
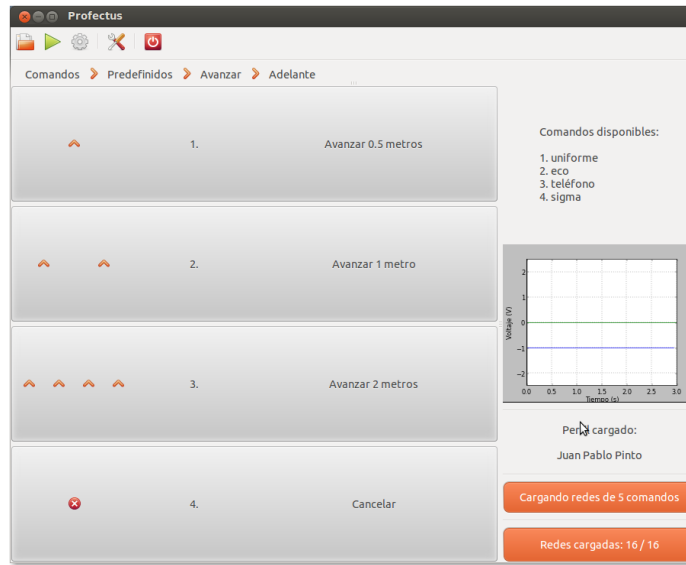
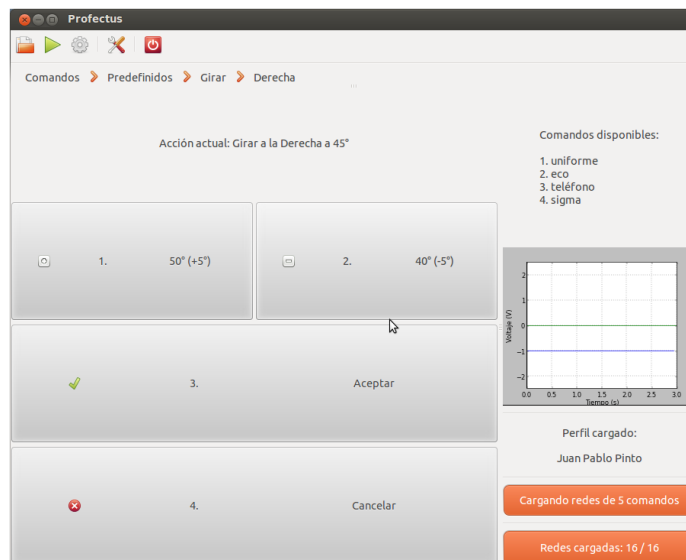


Figura No.144. Avanzar adelante en interfaz gráfica



Es importante mencionar que en el caso de las acciones para avanzar no había problema en discretizar los valores que se muestran en el menú. Sin embargo, para el caso de rotar discretizar los valores sí puede ser un inconveniente. Fue debido a esto que se sugirió seleccionar un ángulo base e irlo cambiando hasta seleccionar el ángulo deseado. Los ángulos base seleccionados fueron: 0° , 45° y 90° . Una vez seleccionado dicho ángulo, se prosigue a una vista en la que es posible aumentar, disminuir, aceptar o cancelar el ángulo.

Figura No.145. Girar a la derecha en interfaz gráfica



5. Integración con Módulo de navegación mediante visión por computadora.

Para la integración con el Módulo de navegación mediante visión por computadora fue necesario implementar dos cámaras en el sistema. Una cámara que se encuentra colocada por encima de la silla de ruedas y sirve para seleccionar un punto en la imagen que obtiene y a partir de ello generar una ruta para llegar al punto seleccionado. La otra cámara tiene un uso interno. El Módulo de navegación mediante visión por computadora requiere de la información de esta otra cámara, colocada por debajo de la silla de ruedas, para saber la textura del piso y en base a ello filtrar la imagen obtenida por la otra cámara de distinta forma para generar de manera adecuada la ruta. Adicionalmente se requiere la información del sensor de luz, por lo que se solicita al Módulo de control maestro esta información antes de mandarla.

Por otro lado, como se puede observar en la Figura No.142, se cuenta con dos tipos de comandos de cámara. Uno para llevar a cabo una generación de ruta con obstáculos y otra sin obstáculos. Se definió de esta forma debido a que si el paciente considera no necesario llevar a cabo una detección de objetos, puede utilizar el modo sin obstáculos para simplemente mover la silla de ruedas de forma libre.

Debido a esto, el Módulo de navegación mediante visión por computadora requiere del presente módulo dos imágenes (una proveniente de cada cámara), el punto destino (coordenadas sobre la imagen de la cámara principal) y una bandera para ver si el usuario desea activar la detección de obstáculos. Debido al punto destino fue necesario idear una forma que el paciente pudiera seleccionar un punto sobre la pantalla sin necesidad utilizar el cursor. Para esto se ideó un sistema iterativo basado en niveles. Se definió una cantidad de niveles (en este caso 5) y la idea fue dividir la pantalla en 4 cuadrantes, que pueden ser seleccionados por medio de los comandos o botones. Al seleccionar un cuadrante, éste se divide nuevamente. La cantidad de niveles definida se refiere a la cantidad de veces en que la pantalla se divide nuevamente antes de seleccionar el punto final. Este proceso se puede observar a grandes rasgos en las siguientes figuras.

Figura No.146. Comandos de cámara, nivel 1

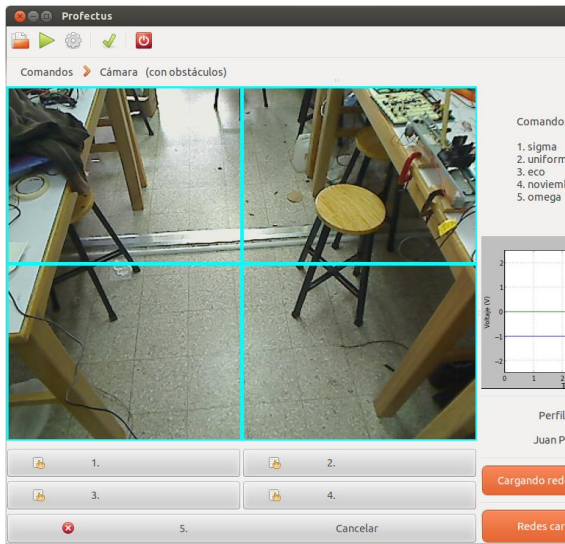


Figura No.147. Comandos de cámara, nivel 2

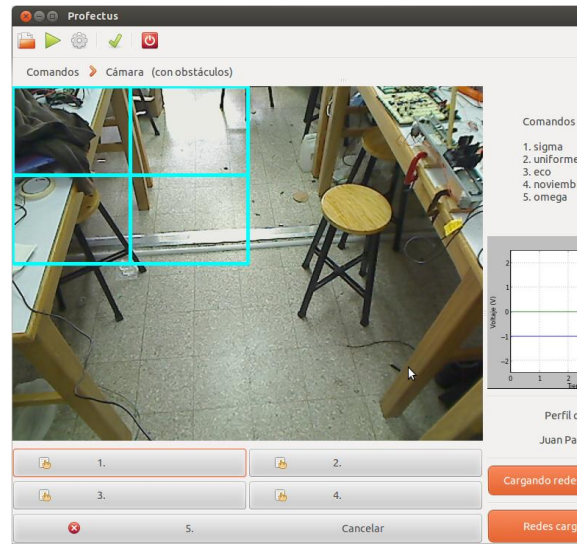


Figura No.148. Comandos de cámara, nivel 3

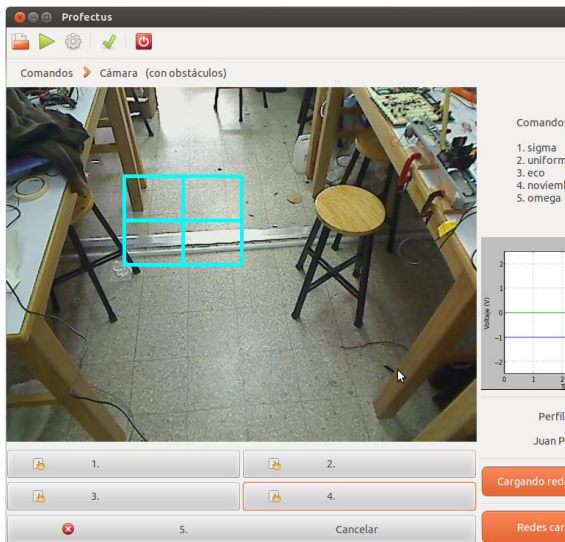
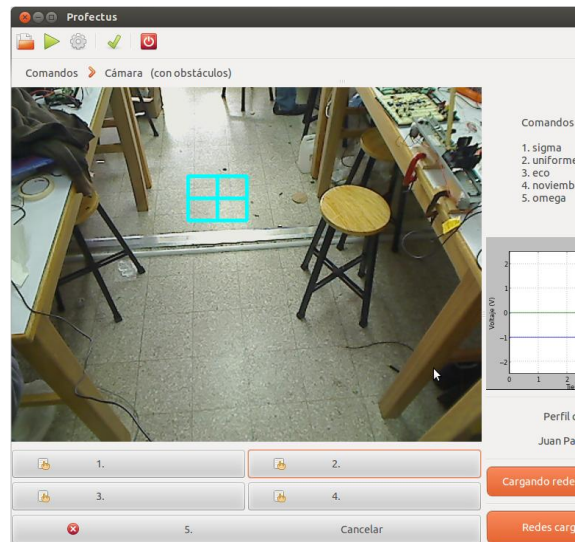


Figura No.149. Comandos de cámara, nivel 4



Todo el proceso de generación de la ruta se ejecuta en un *Process* distinto. Esto con el objetivo de aprovechar el multiprocesamiento y realizarlo lo más rápido posible. Por otro lado, es importante mencionar que el Módulo de navegación mediante visión por computadora devuelve al presente módulo una lista de acciones para que se manden al Módulo de control maestro con el objetivo de mover la silla de ruedas acorde a la ruta generada.

6. Envío de acciones a Módulo de control maestro. El último paso que realiza el sistema es el envío de las acciones al Módulo de control maestro. Las acciones que se envían a este módulo se encuentran predefinidas. En la siguiente tabla se puede observar esta lista de acciones posibles.

Tabla No.15. Lista de acciones posibles para enviar a Módulo de control maestro

Comando	Acción
0x00	Inicialización
0x01	Obtener valor ultrasónico 1
0x02	Obtener valor ultrasónico 2
0x03	Obtener valor ultrasónico 3
0x04	Obtener valor ultrasónico 4
0x05	Obtener valor sensor luz
0x06	Girar izquierda (0°-90°)
0x07	Girar derecha (0°-90°)
0x08	Avanzar adelante (0cm-200cm)
0x09	Avanzar atrás (0cm-200cm)

Esta lista incluye todas las acciones que se pueden enviar al Módulo de control maestro. Entre estas acciones se encuentran:

- Inicialización: utilizado para inicializar el sistema.
- Obtener valor ultrasónico: para obtener la información de los cuatro sensores ultrasónicos.
- Obtener valor sensor de luz: para obtener la información del sensor de luz, requerido por el Módulo de navegación mediante visión por computadora.
- Girar izquierda o derecha: para solicitar al Módulo de control maestro rotar la silla de ruedas un ángulo específico hacia la derecha o izquierda.
- Avanzar adelante o atrás: para solicitar al Módulo de control maestro avanzar o retroceder una cantidad específica de centímetros.

La idea principal consiste en que el Módulo de control maestro recibe estas acciones y con base en eso contesta con un valor o un mensaje de confirmación.

Para la comunicación en esta vía, se utilizó nuevamente el puerto serial mediante el protocolo RS-232. En este caso, a diferencia del método de obtención de datos, no es necesario utilizar un *baudrate* tan alto. En este caso se seleccionó un *baudrate* de 19,200 baudios para la comunicación por este puerto.

Para el envío de datos se definió en 4 bits la acción a ejecutar (según la Tabla No.15). Para el valor se requirió utilizar 8 bits. Es importante mencionar que estos 12 bits requiere un envío de únicamente 2 bytes. Sin embargo, en este caso, el Módulo de control maestro se encuentra escuchando el puerto todo el tiempo, por lo que fue necesario implementarlo mediante una máquina de estados finitos. Para esta implementación fue necesario adjuntar un encabezado a cada byte que fuera a leer. Por otro lado, a manera de agregar mayor robustez al sistema se optó por utilizar 6 bits de redundancia, para la detección de errores. Debido a esto fue necesario utilizar 3 bytes para el envío al Módulo de control maestro de una acción.

Tabla No.16. Encabezados de cada byte para la comunicación serial en el envío de acciones al Módulo de control maestro

Primer byte				Segundo byte				Tercer byte			
0	0			0	1			1	0		

Tabla No.17. Protocolo establecido para la envío de comandos a Módulo de control maestro

Primer byte				Segundo byte				Tercer byte			
0	0	Comando	Valor (MSB)	0	1	Valor (LSB)		1	0	Redundancia	

En la Tabla No.17 se puede observar el protocolo establecido para el envío de comandos. Este protocolo incluye 6 bits de redundancia, como se mencionó anteriormente. Para estos bits se decidió utilizar lo mencionado en el capítulo VI.FMétodo de obtención de datos. Por lo tanto, se utilizó un código de redundancia cíclico utilizando el siguiente polinomio generador: $G(x) = x^6 + x^5 + x^4 + x^2 + 1$.

Para los casos en los que no es necesario enviar un valor se rellena el espacio del mismo con 0x00. Una vez se envía el comando el sistema queda en espera de una confirmación o un valor, según sea el caso. Para el caso en que se espera un valor, para recibir el valor se utilizó la misma estructura. Sin embargo, para el caso en que se espera una confirmación se definió la siguiente estructura.

Tabla No.18. Estructura de confirmación de una acción

OK/ FAIL	Razón	Redundancia
-------------	-------	-------------

En esta estructura se incluyen 3 bits para la razón de un posible error y 4 bits de redundancia. En el caso de estos bits de redundancia se utilizó una suma de verificación como método de detección de errores.

7. **Resultados de tiempos de reconocimiento.** Como se mencionó en el capítulo VI.HMétodo de reconocimiento de comandos, los tiempos obtenidos para el reconocimiento de comandos variaron con respecto a la aplicación aislada. Esto tiene sentido, debido a que el sistema final ejecuta otros procesos que abarcan capacidad de procesamiento, como graficar, desplegar el video de la cámara, la obtención de datos, etc. En la siguiente tabla se pueden observar los resultados obtenidos de tiempo, con y sin tomar en cuenta el tiempo de detección (0.2s debido a la segmentación de articulaciones durante el método de detección).

Tabla No.19. Resultados de tiempos de reconocimiento de comandos en sistema final

	Media de tiempos (s)	Tiempo máximo (s)	Tiempo mínimo (s)	Desviación estándar (s)
Sin tiempo de detección	0.407	0.603	0.274	0.075
Contando el tiempo de detección	0.607	0.803	0.474	0.075

Estos resultados fueron obtenidos al realizar pruebas de reconocimiento con el sistema final ejecutando todos los procesos. Estas pruebas de tiempos fueron medidas utilizando el perfil de Juan Pablo Pinto y se utilizaron aproximadamente 80 pruebas en las que se midió el tiempo en que el método de reconocimiento daba una respuesta.

Como sabemos, la desviación estándar nos indica qué tan alejados se encuentran los datos en promedio con respecto a la media. En este caso, la desviación estándar nos indica, por lo tanto, en qué intervalo se encuentra la mayoría de tiempos. En este caso, el intervalo viene dado por (0.607 ± 0.075) s, si tomamos en cuenta el tiempo en detectar los segmentos. Es importante mencionar que todos estos tiempos fueron obtenidos en una computadora de 32 bits, con procesador Core 2 Duo de 1.5GHz y 4GB de memoria RAM.

Como se puede observar en la tabla de resultados de tiempo, incluso el tiempo máximo no excede lo considerado como aceptable para el presente trabajo de graduación (1 segundo). Debido a esto podría considerarse hacer uso de redes neuronales que hagan uso de un conjunto de coeficientes diferente o simplemente más redes de las que se están usando para llevar a cabo el reconocimiento.

J. Conclusiones del módulo

- Se logró llevar a cabo una comunicación por el puerto serial, utilizando el protocolo de comunicación RS-232 para la comunicación entre el presente módulo y el Módulo de señal electromiográfica. Esta comunicación se implementó haciendo uso de un método de detección de errores, que permite dar validez a los datos enviados por el Módulo de señal electromiográfica.
- Se logró implementar un método de detección de datos basado en la amplitud de una señal electromiográfica temporal. Este método fue implementado mediante el uso de funciones estadísticas para obtener un intervalo en el que se pudiera clasificar un bloque de datos como silencio o sonido (datos) y así detectar segmentos de datos que representan articulaciones de interés. Se logró

determinar que este método proporcionó mejores resultados, en cuanto a porcentaje de detección y tiempo de ejecución, que el uso de una red neuronal, además de tratarse de un método más simple de implementar y posible de calibrar.

- Se desarrolló un método de reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos, mediante el uso de varias redes neuronales y un modelo para realizar una inferencia probabilística. Este método fue apoyado por el uso de la transformada Wavelet Discreta Daubechies de orden 5 y la aplicación de la envolvente de estos datos, para lograr porcentajes de éxito entre 93.33% y 96.67%, obteniendo retardos de tiempo inferiores a 0.803s (0.607s en promedio) para la activación de comandos.
- Gracias al uso de un modelo para realizar una inferencia probabilística en el método de reconocimiento de datos fue posible disminuir el porcentaje de error en el reconocimiento, desviando parte de este porcentaje a comandos no identificados, y brindando mayor robustez al método de reconocimiento, al hacer que una decisión dependiera de más de una red neuronal. Gracias a esto se obtuvo un porcentaje de comandos no identificados entre 3.33% y 6.00%, disminuyendo el porcentaje de error entre el 0.67% y 2.50% para las pruebas realizadas.
- Las redes neuronales utilizadas para el reconocimiento de comandos fueron diseñadas mediante un proceso heurístico dependiente de los datos que se buscara reconocer. Las redes neuronales utilizadas fueron implementadas para reconocer diferentes coeficientes de aproximación y detalle por medio de la aplicación de la transformada Wavelet Discreta Daubechies de orden 5 de forma iterativa.
- El método de reconocimiento de comandos se basó en el uso de varias redes neuronales. Cada una de estas redes pasó por una etapa de aprendizaje supervisado, para el que se requirió grabar entre 250 y 400 muestras por cada comando que la red neuronal fuera a reconocer. Los comandos a reconocer fueron definidos según investigaciones similares previas y el alfabeto radiofónico

o alfabeto fonético ICAO. A partir de esto se logró determinar que los resultados del método de reconocimiento varía dependiendo de los comandos utilizados.

- Se detectó que el método desarrollado para el reconocimiento de comandos proporciona mejores resultados cuando se entrena al mismo con las muestras de un paciente, en lugar de utilizar las muestras de varios pacientes. Fue debido a esto que se definió que el sistema iba a ser de uso personal, cargando el perfil del paciente.
- Se logró diseñar e implementar una interfaz gráfica, utilizando PyGTK, en la que el paciente es capaz de activar comandos predefinidos, y comandos a través de una cámara, por medio de una señal electromiográfica con información eléctrica de los músculos del triángulo anterior del cuello.
- Gracias a la forma en que se estructuró el método de obtención de datos, detección de datos y reconocimiento de comandos en el sistema final, se logró llevar a cabo un procesamiento continuo de datos, logrando que el paciente pudiera activar un comando en cualquier momento.
- Se logró integrar el sistema al Módulo de control maestro mediante el envío de acciones a realizar. Estas acciones pueden ser activadas en el sistema mediante el reconocimiento de señales electromiográficas o manualmente por medio de botones. La integración se llevó a cabo mediante el envío de comandos por puerto serial, utilizando el protocolo RS-232, y apoyado mediante un código de redundancia cíclica para llevar a cabo una detección de errores.

K. Recomendaciones del módulo

- Se recomienda utilizar un modelo no heurístico para la determinación del diseño de las diferentes redes neuronales. Este modelo podría estar basado en algoritmos genéticos para determinar los mejores diseños de las redes neuronales.

- Se recomienda utilizar más parámetros, aparte de la amplitud de la señal, para llevar a cabo el método de detección de datos. El problema de utilizar únicamente la amplitud de la señal se da cuando lo que se desea detectar posee una amplitud muy similar a lo que no se desea detectar, lo que dificulta la adecuada clasificación. Se podría considerar obtener la frecuencia de la señal y utilizarla en conjunto con la amplitud para tener mayor robustez en el método de detección.
- Se recomienda investigar la posibilidad de traducir el código a una FPGA para mejorar el tiempo de procesamiento y respuesta del sistema, así como la portabilidad del mismo.
- Se recomienda utilizar más canales de electrodos de superficie para agregar mayor robustez al método de reconocimiento de comandos.
- Se recomienda investigar e utilizar el protocolo de comunicación USB para la comunicación entre los Módulos de señal electromiográfica y el presente módulo. Esto permitiría poder enviar más datos por unidad de tiempo, lo que permitiría utilizar más canales de electrodos de superficie y aumentar la frecuencia de muestreo si la aplicación lo necesitara.
- Se recomienda realizar pruebas del método de reconocimiento de comandos haciendo uso de diferentes familias y órdenes de transformadas wavelet discretas.
- Se recomienda considerar el utilizar un lenguaje de programación diferente de Python para la implementación del sistema, debido a que al ser un intérprete se encontraron varios problemas para la implementación de procesos concurrentes. Se puede considerar la implementación en los lenguajes de programación C o C++, debido a la velocidad del lenguaje, gran cantidad de documentación y librerías existentes, pero se deja a un lado que la aplicación sea multiplataforma.
- Se recomienda investigar sobre el modelo oculto de Markov para el reconocimiento de señales electromiográficas, ya que es bastante utilizado para

reconocimiento automático del habla debido a la facilidad de modelar adecuadamente la gran variabilidad en el tiempo de una señal de voz.

VII. Módulo de navegación mediante visión por computadora

A. Introducción

El presente módulo es parte esencial en la navegación de la silla de ruedas. El objetivo principal es implementar un sistema de navegación basado en visión por computadora. La idea principal es usar las imágenes provenientes de una cámara para identificar obstáculos en el entorno, con esta información se busca identificar rutas transitables y escoger la ruta óptima.

En el diseño del proyecto *Profectus* se analizó cual sería la manera más práctica y eficiente para que el usuario interactúe con el sistema y lo pueda controlar. Una de las premisas básicas es que el usuario tiene limitación en cuanto a los movimientos que puede realizar, por esta razón no es viable un sistema convencional como lo sería una palanca de control o botones.

Para solucionar esto se ideó un sistema en el que se le facilitaría el control de la navegación al usuario usando una cámara y una pantalla. La solución propuesta es utilizar una cámara en dirección frontal y una pantalla donde se ve lo que hay enfrente de la silla. Desde la perspectiva de una persona parada y utilizando los módulos de recepción de señales, se puede utilizar el puntero para escoger en la pantalla el punto de destino. El software debe procesar la imagen en la pantalla y generar una ruta tomando en cuenta los posibles obstáculos y las dimensiones de la silla.

El sistema que se diseña y se implementa debe cumplir con varios aspectos de funcionamiento para ser un considerado un sistema seguro y confiable. Entre ellos está la capacidad de reconocer obstáculos en diferentes iluminaciones y diseños del piso en el que se encuentre. Como el módulo es nuevo el sistema pretende ser un prototipo.

El sistema se diseñó de forma modular, donde los módulos están conectados entre sí de forma secuencial. Para el procesamiento de las imágenes se buscaron librerías de software capaz de realizar procesamiento digital de imágenes con el fin de obtener la información necesaria para reconocer donde hay obstáculos y donde es un espacio transitable. Los paquetes de librerías generan matrices para las cuales se crearon algoritmos para poder interpretarlas y procesarlas. El siguiente punto importante fue la manipulación de las matrices para poder tomar en cuenta el hecho de que la cámara genera una imagen donde los objetos están en perspectiva cónica.

Para reconocer las distancias reales de cada punto de la imagen se hizo una calibración manual de las distancias, midiendo las distancias reales a ciertos puntos fijos de coordenadas conocidas. Con esta información se crearon funciones donde la variable independiente es la coordenada de un pixel en la pantalla y la dependiente son los valores de distancias reales a los objetos. Con esta información se creó un mapa de vista de planta donde utilizando un algoritmo para la generación de rutas se encuentra la ruta más corta al punto objetivo.

B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Reconocer mediante visión por computadora la diferencia entre obstáculos y áreas transitables y generar una ruta hacia el punto de destino.

2. Objetivos específicos del módulo

- a. Reconocimiento del entorno, diferenciar entre obstáculos y lugares transitables.
- b. Implementar un software de reconocimiento y navegación inmune a cambios de iluminación en el entorno.
- c. Implementar un software de reconocimiento capaz de filtrar las texturas de los objetos y los diseños en el piso.

- d. Generar la ruta en menos de 7 segundos.
- e. Diseñar e implementar un sistema de comunicación para enviar las instrucciones al sistema de control.

C. Marco teórico

1. Procesamiento digital de imágenes. El procesamiento digital de imágenes es el conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales con el objetivo de mejorar la calidad o facilitar la búsqueda de información.

a. Aplicación de filtros. Es el conjunto de técnicas englobadas dentro del procesamiento de imágenes cuyo objetivo fundamental es obtener, a partir de una imagen origen, otra final cuyo resultado sea más adecuado para una aplicación específica mejorando ciertas características de la misma que posibilite efectuar operaciones del procesado sobre ella.

Los principales objetivos que se persiguen con la aplicación de filtros son:

- Suavizar la imagen: reducir la cantidad de variaciones de intensidad entre píxeles vecinos.
- Eliminar ruido: eliminar aquellos píxeles cuyo nivel de intensidad es muy diferente al de sus vecinos y cuyo origen puede estar tanto en el proceso de adquisición de la imagen como en el de transmisión.
- Realzar bordes: destacar los bordes que se localizan en una imagen.
- Detectar bordes: detectar los píxeles donde se produce un cambio brusco en la función intensidad.

Por tanto, se consideran los filtros como operaciones que se aplican a los píxeles de una imagen digital para optimizarla, enfatizar cierta información o conseguir un efecto especial en ella. El proceso de filtrado puede llevarse a cabo sobre los dominios de frecuencia y/o espacio. (González R. W., 1996)

b. Tipos de filtros

- Filtro pasa bajo(suavizamiento): utilizados para eliminar ruido o detalles pequeños de poco interés puesto que sólo afecta a zonas con muchos cambios
- Promedio:promedio de píxeles vecinos (kernel de unos).
- Paso bajo en frecuencia.
 - Media:reemplaza cada píxel por el valor medio de sus contiguos.
 - Mediana:sustituye por el valor de la mediana de los píxeles vecinos (normalmente se comporta mejor que el de promedio).
- Gaussiano:aproximación a la distribución gaussiana.
- Filtro pasa alto(atenuamiento): intensifica los detalles, bordes y cambios de alta frecuencia, mientras que atenúa las zonas de tonalidad uniforme. Esto permite una mejor identificación posterior de los objetos que se encuentren en la imagen, puesto que el brillo se hace mayor en las zonas con frecuencias más altas, al mismo tiempo que se oscurecen las zonas de frecuencias bajas. Es común la aparición de ruido tras el proceso.
- Realce de bordes por desplazamiento y diferencia:sustraer de la imagen original una copia desplazada de la misma. Así, es posible localizar y hacer resaltar los bordes existentes y que se quieran obtener según el modelo de kernel aplicado:
 - Horizontal.
 - Vertical.
 - Horizontal/Vertical (diagonal).
- Resalte de bordes con gradiente direccional:empleado para destacar y resaltar con mayor precisión los bordes que se localizan en una dirección determinada. Trabaja con los cambios de intensidad existentes entre píxeles contiguos.
- Detección de bordes y filtros de contorno (Prewitt y Sobel):al igual que los anteriores, se centra en las diferencias de intensidad que se dan pixel a pixel. Son utilizados para obtener los contornos de objetos y de este modo clasificar las formas existentes dentro de una imagen. Este tipo de filtros requieren un menor coste computacional.

En el software implementado hasta el momento se tienen 4 filtros con funciones específicas.

- Brillo: La función que implementa la alteración de brillo es la más simple de todas ya que lo que hace es sumarle un valor a cada pixel, en casa de una imagen de varios canales esta suma se la hace a cada canal.

$$\text{Valor del pixel} = \text{Valor del pixel} + \text{Constante}$$

- Contraste: Cambiar el contraste en una imagen altera los rangos de los valores de luminancia presente. Viéndolo desde un histograma cambiar el contraste es el equivalente a comprimir o expandir el histograma alrededor de un punto medio. Para implementar este filtro se utiliza una función lineal. Al igual que con el filtro de brillo esta función es aplicada al valor de cada pixel por separado. Si la imagen tiene por ejemplo 3 canales, la función se aplica a cada canal por separado.

$$\text{Valor del pixel} = \text{Valor del pixel} * \text{Constante 1} + \text{Constante 2}$$

- Erode: El filtro erode común mente conocido en la literatura como shrink o filtro reductor. Este filtro elimina islas de pixeles más pequeñas que el kernel en imágenes en escala de grises. Es filtro es utilizado para eliminar ruido en las imágenes

$$\text{dst}(x, y) = \min_{(x', y'): \text{element}(x', y') \neq 0} \text{src}(x + x', y + y')$$

- Dilatación: Este filtro comúnmente conocido como de relleno o expansión, rellena espacios vacíos que son más pequeños que el kernel en imágenes en escala de grises.

$$\text{dst}(x, y) = \max_{(x', y'): \text{element}(x', y') \neq 0} \text{src}(x + x', y + y')$$

2. Biblioteca OpenCV. OpenCV es una biblioteca libre de visión artificial originalmente desarrollada por Intel. Desde que apareció su primera versión alfa en el mes de enero de 1999, se ha utilizado en infinidad de aplicaciones. Desde sistemas de seguridad con detección de movimiento, hasta aplicativos de control de procesos donde se requiere reconocimiento de objetos. Esto se debe a que su publicación se da bajo licencia BSD, que permite que sea usada libremente para propósitos comerciales y de investigación con las condiciones en ella expresadas.

OpenCV es multiplataforma, existiendo versiones para GNU/Linux, Mac OS X y Windows. Contiene más de 500 funciones que abarcan una gran gama de áreas en el proceso de visión, como reconocimiento de objetos (reconocimiento facial), calibración de cámaras, visión estereó y visión robótica.

El proyecto pretende proporcionar un entorno de desarrollo fácil de utilizar y altamente eficiente. Esto se ha logrado, realizando su programación en código C y C++ optimizados, aprovechando además las capacidades que proveen los procesadores multinúcleo. OpenCV puede además utilizar el sistema de primitivas de rendimiento integradas de Intel, un conjunto de rutinas de bajo nivel específicas para procesadores Intel (IPP). (OpenCV, 2010)

3. Lenguaje Python. Python es un lenguaje de programación de alto nivel cuya filosofía hace hincapié en una sintaxis muy limpia y que favorezca un código legible.

Se trata de un lenguaje de programación multiparadigma ya que soporta orientación a objetos, programación imperativa y, en menor medida, programación funcional. Es un lenguaje interpretado, usado dinámico, es fuertemente tipado y multiplataforma.

Python tiene una gran biblioteca estándar, usada para una diversidad de tareas. Esto viene de la filosofía "pilas incluidas" ("batteries included") en referencia a los módulos de Python. Los módulos de la biblioteca estándar pueden mejorarse por módulos personalizados escritos tanto en C como en Python. Debido a la gran variedad

de herramientas incluidas en la biblioteca estándar, combinada con la habilidad de usar lenguajes de bajo nivel como C y C++, los cuales son capaces de interactuar con otras bibliotecas, Python es un lenguaje que combina su clara sintaxis con el inmenso poder de lenguajes menos elegantes.(Ahlstrom, 2011)

4. Algoritmo Canny para detección de orillas.En 1986, Canny propuso un método para la detección de bordes, el cual se basaba en tres criterios, estos son:

- Un criterio de detección expresa el hecho de evitar la eliminación de bordes importantes y no suministrar falsos bordes.
- El criterio de localización establece que la distancia entre la posición real y la localizada del borde se debe minimizar.
- El criterio de una respuesta que integre las respuestas múltiples correspondientes a un único borde.

Uno de los métodos relacionados con la detección de bordes es el uso de la primera derivada, la que es usada por que toma el valor de cero en todas las regiones donde no varía la intensidad y tiene un valor constante en toda la transición de intensidad. Por tanto un cambio de intensidad se manifiesta como un cambio brusco en la primera derivada, característica que es usada para detectar un borde, y en la que se basa el algoritmo de Canny.

El algoritmo de Canny consiste en tres grandes pasos:

- Obtención del gradiente: en este paso se calcula la magnitud y orientación del vector gradiente en cada píxel.
- Supresión no máxima: en este paso se logra el adelgazamiento del ancho de los bordes, obtenidos con el gradiente, hasta lograr bordes de un píxel de ancho.
- Histéresis de umbral: en este paso se aplica una función de histéresis basada en dos umbrales; con este proceso se pretende reducir la posibilidad de aparición de contornos falsos.(Gutierrez, 2012)

5. Regresión lineal. El objetivo del análisis de la regresión lineal es analizar un modelo que pretende explicar el comportamiento de una variable (Variable endógena, explicada o dependiente), que se denota por Y , utilizando la información proporcionada por los valores tomados por un conjunto de variables (explicativas, exógenas o independientes), denotadas por X_1, X_2, \dots, X_n

Las variables del modelo de regresión deben ser cuantitativas. Pero dada la robustez de la regresión es frecuente encontrar incluidas en el modelo como variables independientes a variables ordinales e incluso nominales transformadas en variables ficticias. Pero la variable dependiente debe ser cuantitativa. Para una variable dependiente binaria se emplea la regresión logística.

El modelo lineal viene dado por la ecuación lineal:

$$Y = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_kX_k + u$$

Los coeficientes (parámetros) b_1, b_2, \dots, b_k denotan la magnitud del efecto de las variables explicativas (exógenas o independientes), esto es, representan los pesos de la regresión o de la combinación lineal de las predictoras X_1, X_2, \dots, X_k sobre la variable explicada (endógena o dependiente) Y . El coeficiente b_0 se denomina término constante (o independiente) del modelo. Y al término u se le llama término de error del modelo o componente de Y no explicada por las variables predictoras.

Si disponemos de T observaciones para cada variable, el modelo se expresa así:

$$Y_t = b_0 + b_1X_{1t} + b_2X_{2t} + b_kX_{kt} + u_t \quad t = 1, 2, 3, \dots, T$$

El problema fundamental que se aborda es el siguiente: suponiendo que la relación entre la variable Y y el conjunto de variables X_1, X_2, \dots, X_k es como se ha descrito en el modelo, y que se dispone de un conjunto de T observaciones para cada una de las variables ¿cómo pueden asignarse valores numéricos a los parámetros $b_0, b_1, b_2, \dots, b_k$ basándonos en la información muestral.

Estos valores son la estimación de los parámetros llamados coeficientes de regresión. Representan las unidades de cambio en la variable dependiente por unidad de

cambio en la variable independiente correspondiente. En el caso de que sólo haya una variable dependiente se llega a la ecuación de una recta donde b_0 es la ordenada en el origen y b_1 la pendiente de la recta. Una vez encontradas las estimaciones de los parámetros del modelo, podremos hacer predicciones sobre el comportamiento de la variable Y en la población.

El análisis de regresión sirve tanto para explorar datos como para confirmar teorías.(Torres, 2011)

6. Algoritmo A*.El algoritmo de búsqueda A* (pronunciado "A asterisco" o "A estrella") se clasifica dentro de los algoritmos de búsqueda en grafos. Presentado por primera vez en 1968 por Peter E. Hart, Nils J. Nilsson y Bertram Raphael, el algoritmo A* encuentra, siempre y cuando se cumplan unas determinadas condiciones, el camino de menor coste entre un nodo origen y uno objetivo.

El problema de algunos algoritmos de búsqueda en grafos informados, como puede ser el algoritmo voraz, es que se guían en exclusiva por la función heurística, la cual puede no indicar el camino de coste más bajo, o por el coste real de desplazarse de un nodo a otro (como los algoritmos de escalada), pudiéndose dar el caso de que sea necesario realizar un movimiento de coste mayor para alcanzar la solución. Es por ello bastante intuitivo el hecho de que un buen algoritmo de búsqueda informada debería tener en cuenta ambos factores, el valor heurístico de los nodos y el coste real del recorrido.

Así, el algoritmo A* utiliza una función de evaluación, $f(n) = g(n) + h'(n)$ donde $h'(n)$ representa el valor heurístico del nodo a evaluar desde el actual, n , hasta el final, y $g(n)$ el coste real del camino recorrido para llegar a dicho nodo, n , desde el nodo inicial. A* mantiene dos estructuras de datos auxiliares, que podemos denominar abiertos, implementado como una cola de prioridad (ordenada por el valor $f(n)$ de cada nodo), y cerrados, donde se guarda la información de los nodos que ya han sido visitados. En cada paso del algoritmo, se expande el nodo que esté primero en abiertos, y en caso de que no sea un nodo objetivo, calcula la $f(n)$ de todos sus hijos, los inserta en abiertos, y pasa el nodo evaluado a cerrados.

El algoritmo es una combinación entre búsquedas del tipo primero en anchura con primero en profundidad: mientras que $h'(n)$ tiende a primero en profundidad, $g(n)$ tiende a primero en anchura. De este modo, se cambia de camino de búsqueda cada vez que existen nodos más prometedores.

a. Propiedades. Como todo algoritmo de búsqueda en amplitud, A^* es un algoritmo completo: en caso de existir una solución, siempre dará con ella. Si para todo nodo n del grafo se cumple $g(n) = 0$, nos encontramos ante una búsqueda voraz. Si para todo nodo n del grafo se cumple $h(n) = 0$, A^* pasa a ser una búsqueda de coste uniforme no informada.

Para garantizar la optimalidad del algoritmo, la función $h(n)$ debe ser admisible, esto es, que no sobrestime el coste real de alcanzar el nodo objetivo. De no cumplirse dicha condición, el algoritmo pasa a denominarse simplemente A , y a pesar de seguir siendo completo, no se asegura que el resultado obtenido sea el camino de coste mínimo. Asimismo, si garantizamos que $h(n)$ es consistente (o monótona), es decir, que para cualquier nodo n y cualquiera de sus sucesores, el coste estimado de alcanzar el objetivo desde n no es mayor que el de alcanzar el sucesor más el coste de alcanzar el objetivo desde el sucesor. La complejidad computacional del algoritmo está íntimamente relacionada con la calidad de la heurística que se utilice en el problema. En el caso peor, con una heurística de pésima calidad, la complejidad será exponencial, mientras que en el caso mejor, con una buena $h'(n)$, el algoritmo se ejecutará en tiempo lineal. Para que esto último suceda, se debe cumplir que $h'(x) \leq g(y) - g(x) + h'(y)$ donde h^* es una heurística óptima para el problema, como por ejemplo, el coste real de alcanzar el objetivo. (Lester, 2005)

D. Delimitación e impacto del módulo

El módulo, al ser nuevo y no una continuación de uno ya existente pretende ser un prototipo capaz de demostrar la utilidad y fiabilidad de un sistema de navegación por visión mediante computadoras. Aunque existen varios proyectos, este tiene la característica de poder analizar una imagen y poder decidir por sí mismo si cierta parte

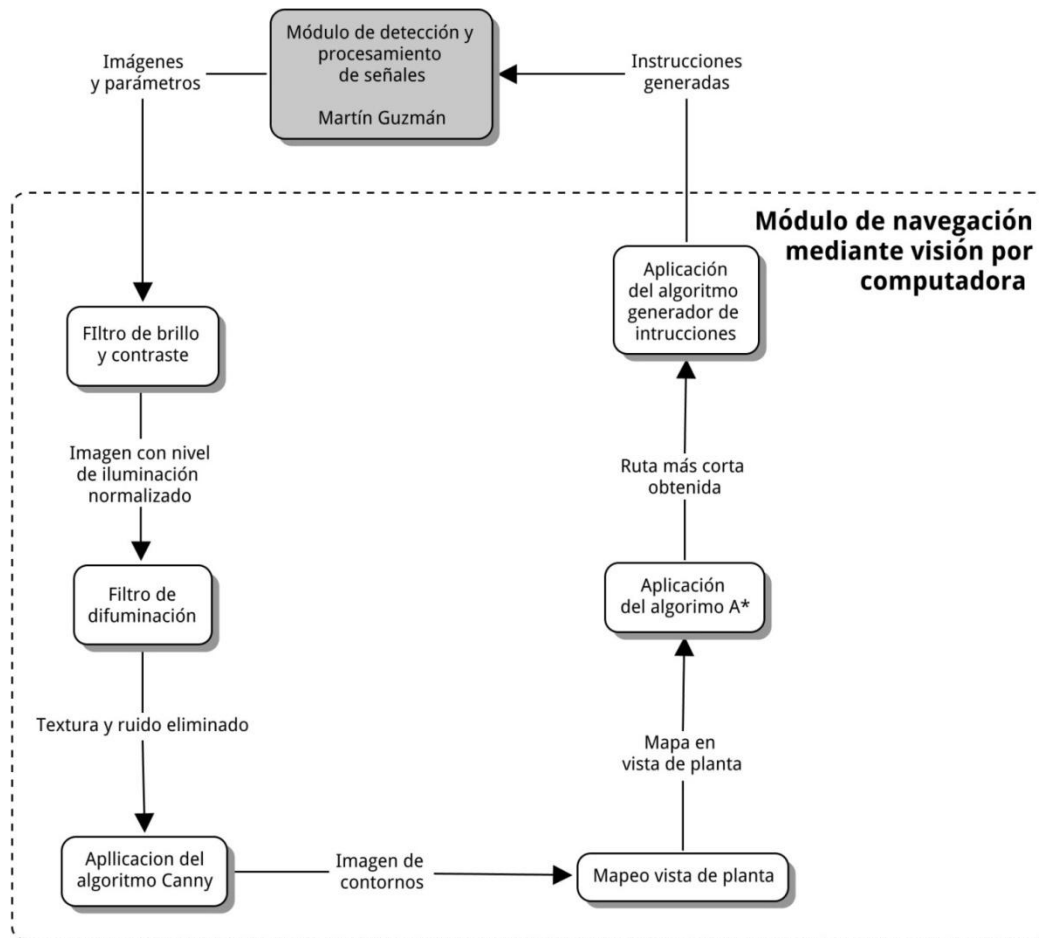
del entorno es un lugar transitable o no. Sin el Módulo de navegación poder dar instrucciones a través de comandos al sistema no sería práctico ya que los comandos tendrían que dar información sobre cuanto avanzar. Este sistema podría ser usado en sistemas de seguridad y para guiar sistemas móviles como rovers o helicópteros. Con este módulo los usuarios pueden interactuar con el sistema de forma práctica ya que la forma de controlarla es bastante intuitiva. Se espera que este proyecto de lugar al diseño y la elaboración de sistemas de visión por computadora más complejos donde se pueda usar por ejemplo visión estereográfica y redes neuronales para el análisis del entorno.

Este módulo comprende de dos cámaras una de ellas capaz de transmitir varias imágenes por segundo y un software de procesamiento. Las cámaras a usar son cámaras originalmente diseñadas para uso de PC personales en programas web. Se decidió por esta cámara por su precio, compatibilidad con el software y calidad de las imágenes generadas. El software implementado comprende de código tanto diseñado e implementado desde cero como de librerías y paquetes ya existentes, principalmente en la parte del procesamiento de las imágenes y la generación de la ruta más eficiente. El modulo aunque no sea 100% robusto y capaz de responder perfectamente en cualquier entorno si pretende ser seguro y fiable si se cumplen ciertas condiciones en el medio. Debido a esto el modulo debe complementarse con sensores en el resto de sistema. La finalidad de modulo es dar al usuario una forma práctica de manejar la silla.

E. Metodología del módulo

El diseño del Módulo de navegación se realizó de forma modular donde cada paso en el proceso está bien definido. Se fue haciendo investigación y buscando diferentes formas de implementar cada uno de los submódulos. Cuando ya se tenía un submódulo implementado se buscó la forma más eficiente de interconectarlo con el siguiente modulo para que el proceso fuera rápido y fiable.

Figura No.150. Diagrama de bloques del Módulo de navegación mediante visión por computadora



F. Implementación de filtros digitales para la detección de orillas en imágenes

1. Diseño

a. El primer paso fue buscar las características de la imagen a alterar para poder detectar las orillas de los obstáculos sin detectar orillas falsas.

b. El primer filtro a implementar es el filtro de brillo y contraste, como el filtro de brillo se implementa sumando una constante al valor de los píxeles y el filtro de contraste es una función lineal se puede sumar la constante del filtro de brillo a la

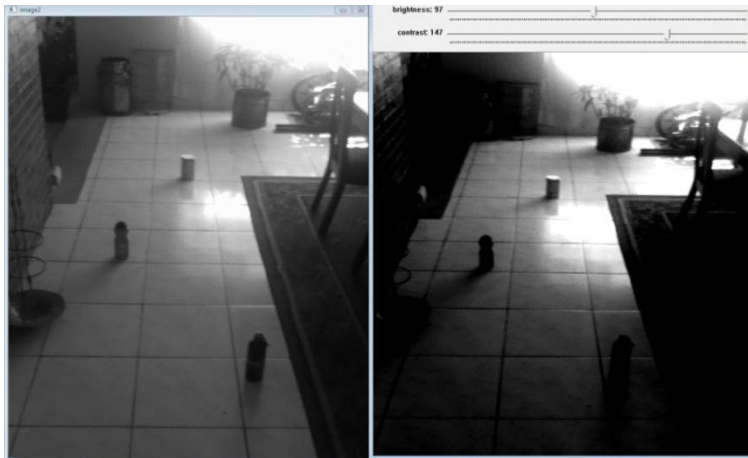
contante a sumar del filtro de contraste y de esta manera implementar ambos filtros al mismo tiempo.

c. El tercer y cuarto filtro a implementar sirven para eliminar ruido en la imagen, difuminar y quitar ciertos detalles en la imagen que nos son significativos. Para esto se implementó los filtros de Opening y Closing. Para poder calibrar los filtros se fijó una imagen y se variaron los parámetros de los filtros hasta eliminar la mayor parte de los detalles innecesarios y el ruido.

d. El último filtro implementado fue el filtro Canny. Este algoritmo tiene la capacidad de detectar las orillas o contornos de los objetos que aparecen en la imagen. Para poder fijar el umbral del filtro que es el parámetro que dicta su sensibilidad se utiliza información del exterior, como por ejemplo el diseño del piso.

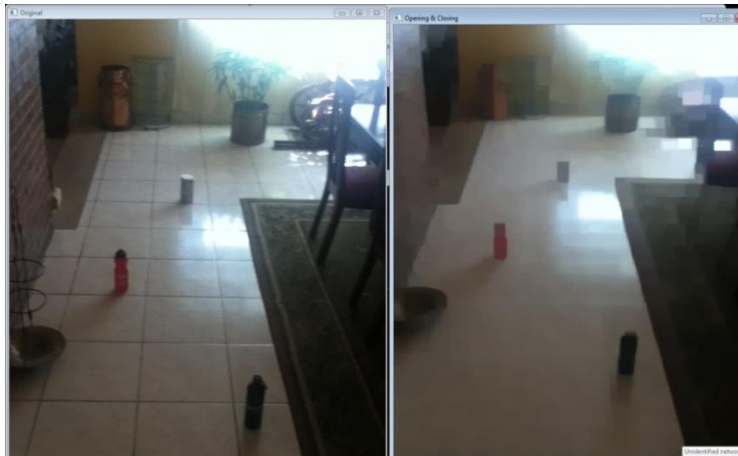
2. Resultados

Figura No.151. Alteración del brillo y el contraste



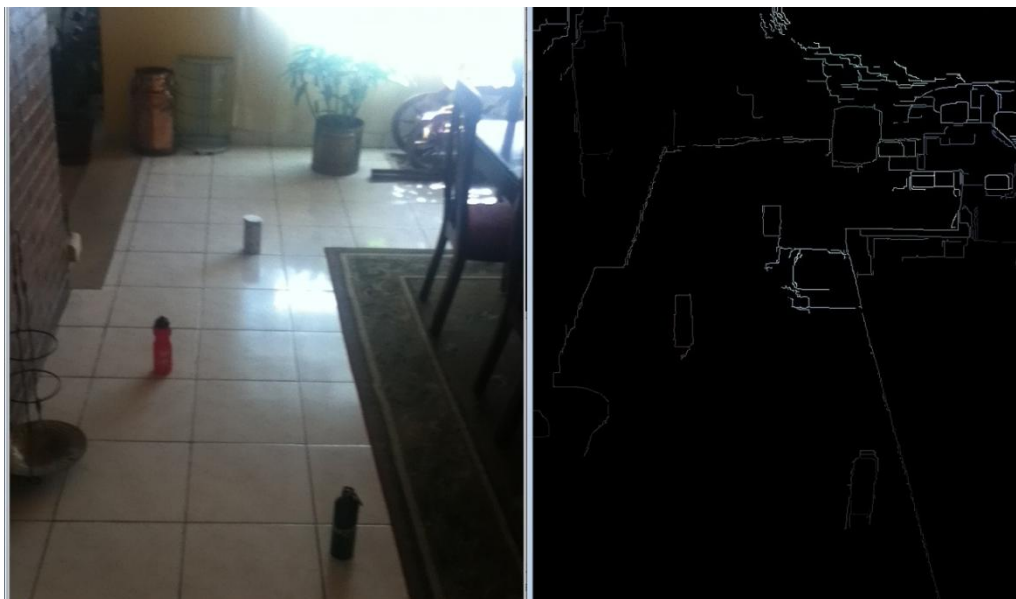
En la Figura No.151 se aprecian dos imágenes. La imagen de la izquierda es una imagen en escala de grises sin alteraciones de brillo y contraste. La imagen de la izquierda es la misma fotografía pero variando el brillo y el contraste.

Figura No.152. Aplicación de los filtros Opening y Closing



En la Figura No.152 se puede observar en la imagen de la izquierda una fotografía con objetos sin ningún tipo de alteraciones. En la imagen de la derecha se han aplicado los filtros para difuminar la imagen. Se puede ver cómo los detalles del piso, cómo las líneas de separación entre cada piso se han eliminado de la imagen. Detalles como letras en los objetos también se han eliminado.

Figura No.153. Aplicación del algoritmo para reconocimiento de orillas



En la Figura No.153 se aprecia una fotografía a la cual se le aplicó el algoritmo Canny. En la imagen de la izquierda tenemos la imagen original. En la imagen de la derecha tenemos únicamente las orillas de los objetos de la imagen de la izquierda.

3. Discusión. El primer submódulo consiste en el filtrado de las imágenes obtenidas por la cámara primaria. Para el proceso de diseño e investigación se buscaron los filtros necesarios para obtener la información de las orillas usando el filtro Canny. Lo primero fue entender la forma en que cada filtro funciona y las funciones de OpenCV necesarias para implementarlo. Al tener cada filtro funcionando correctamente por separado se procedió a combinar en un solo programa todos los filtros en el orden correcto para obtener los mejor resultados posibles en el reconocimiento de objetos.

Los primeros dos filtros aplicados fueron los más sencillos. Estos únicamente cambian el brillo y el contraste en la Imagen. Los parámetros para este filtro son calculados al obtener información sobre la iluminación externa. El Módulo de interfaz y comunicación con el Módulo de control manda la información obtenida por un sensor de iluminación. Esto es importante ya que no se quiere que un punto en el piso que éste reflejando luz sea reconocido como un objeto. Este caso se puede ver en la figura tres, donde un punto con mucha iluminación en la imagen se reconoció como un objeto y el algoritmo Canny mostró sus supuestas orillas. El cambio en el contraste se quiere para poder diferenciar de mejor forma diferentes objetos con diferentes colores. Para aplicar estos filtros se transformaron las imágenes a matrices y a cada coeficiente se le aplicó una función lineal.

Los siguientes dos filtros aplicados se denominan "Opening" y "Closing". Estos dos filtros se usaron principalmente para remover de la imagen ruido y quitar los detalles poco significativos de las superficies de los objetos. Esto era necesario para simplificar el trabajo de reconocer patrones diferentes. Las funciones básicas usadas por ambos filtros se denominan "Erode()" y "Dilate()". Ambas funciones se utilizan principalmente para determinar las estructuras de los pixeles que rodean a un pixel en específico y de esta manera difuminan las imágenes eliminando detalles muy pequeños. Este filtro requiere ser calibrado para lograr el grado de difuminado deseado.

Por último se utilizó un algoritmo que detecta las orillas de los objetos que aparecen en las imágenes. Este algoritmo se basa en el algoritmo de Canny para detección de orillas. El algoritmo de Canny es un operador que trabaja haciendo filtrado de múltiples etapas. El algoritmo reconoce líneas horizontales, verticales y diagonales y

con esta información reconstruye los bordes de los objetos en las imágenes. Para poder calcular los parámetros que dictan el umbral de filtro se obtiene información sobre la FFT de una imagen tomada a la superficie del piso con la cámara secundaria. Esto con la finalidad de asegurarse que el filtro no tomara en cuenta las líneas de los diseños del piso. De no tener la opción de obtener información de la superficie, el sistema podría tomar como un obstáculo los diseños del piso y el usuario podría quedar atascado.

Después de aplicar el algoritmo Canny tenemos una foto en formato IplImage donde solo aparecen las orillas o contornos de los objetos en las imágenes. Para poder extraer la información es necesario convertir la imagen de IplImage a una matriz Numpy. Esto con la finalidad de poder usar las funciones de Numpy para generar un mapa de vista de planta.

G. Calibración de la cámara y desarrollo de un algoritmo para el cálculo de distancias

1. Diseño. Encontrar una función mediante regresiones lineales y polinómicas.

a. El primer paso fue modificar el programa para que en la imagen de video apareciera una cuadrícula con distancias de pixeles ya conocidas.

b. Lo primero fue situar la cámara a una altura y un ángulo específico. Con la cámara ya situada y tomando video se procedió a pegar en piso líneas hechas de cinta negra en los puntos donde se encontraban las marcas en la imagen.

c. En la Figura No.154 se pueden apreciar las marcas ya hechas en el piso. Como se puede ver, las marcas que están más cerca de la cámara tienen una menor distancia que las marcas más alejadas a la cámara. Esto se debe a la perspectiva de la imagen tomada por la cámara.

d. Teniendo las marcas en el piso se tomaron las medidas con un metro a cada una de las marcas en el piso. Esta información se tabuló para graficar número de pixel contra distancia a los puntos en el piso

e. Con la información tabulada se realizó una regresión

polinomial para encontrar una función que devolviera la distancia a la cámara en función del pixel en y en el que se encontrara en la imagen.

f. Para encontrar la distancia en x al eje central se pusieron marcas en el piso que coincidieran con pixeles específicos en la imagen. Esto puede ser apreciado en la Figura No.155.

g. Esta información se tabuló y se realizaron regresiones lineales. La función que modela las distancias en el eje horizontal es una función lineal de la forma " $ax+b$ " donde " a " es la pendiente y " b " es el intercepto en Y. tanto " a " como " b " son funciones del pixel en Y. Se realizaron graficas de pixel Y contra las diferentes pendientes de la funciones lineales y pixel Y contra intercepto en Y.

h. Para calcular la distancia en X se utiliza una función lineal. De primero se calcula la pendiente usando la función generada por la regresión polinomial de las pendientes medidas y después se calcula el intercepto usando la misma técnica usada para el cálculo de la pendiente.

2. Resultados

Figura No.154. Marcas para la calibración del eje Y

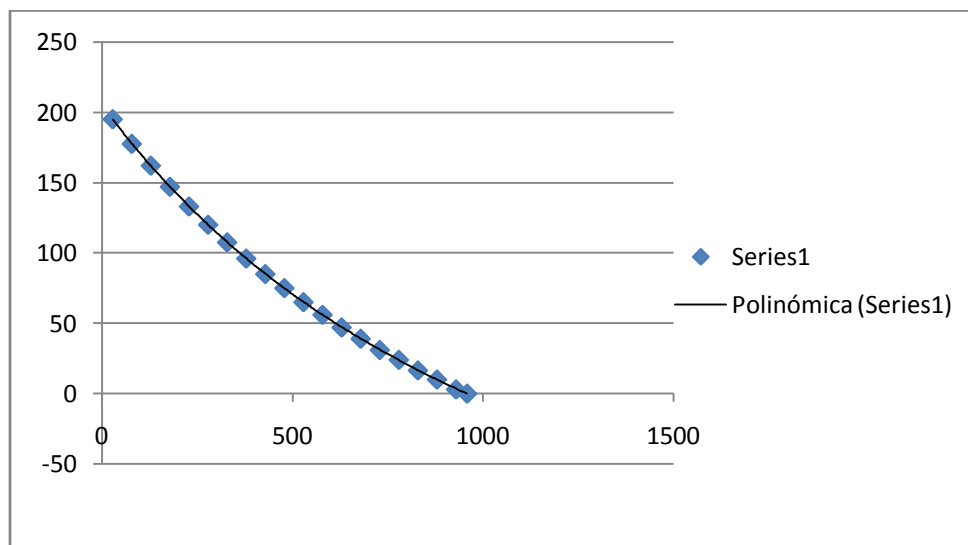


Figura No.155. Marcas para la calibración del eje x



Gráficas obtenidas de distancias reales contra pixeles en la cámara.

Figura No.156. Distancias en el eje Y



En la Figura No.156 se muestra una gráfica de distancia en cm y pixeles en la imagen. Las distancias fueron medidas en el eje central vertical. Para obtener una función con este comportamiento se realizó una regresión polinómica.

a. Distancias horizontales al eje central tomadas a diferentes alturas.

A continuación se muestran las diferentes gráficas de distancia en centímetros en el eje X contra pixeles a diferentes alturas en el eje Y. Haciendo uso de Microsoft Excel se obtuvieron regresiones lineales para obtener funciones cuyo comportamiento se aproximara a las gráficas obtenidas experimentalmente. A la par de cada una de las gráficas se encuentra la función obtenida mediante regresión lineal.

Figura No.157. Relación distancia posición a una altura de 29 en la imagen

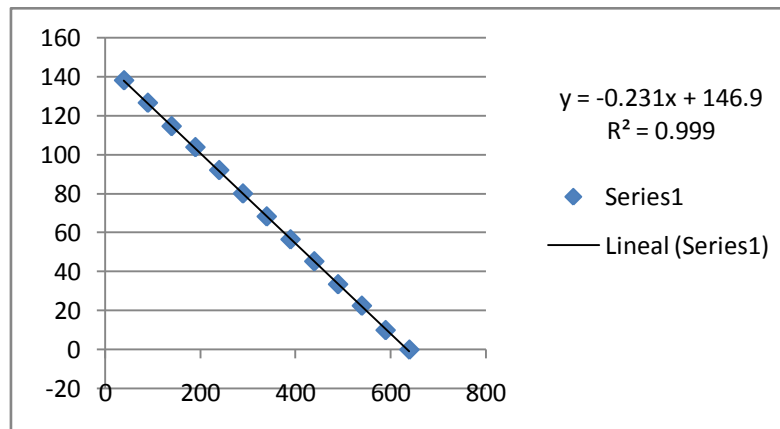


Figura No.158. Relación distancia posición a una altura de 179 en la imagen

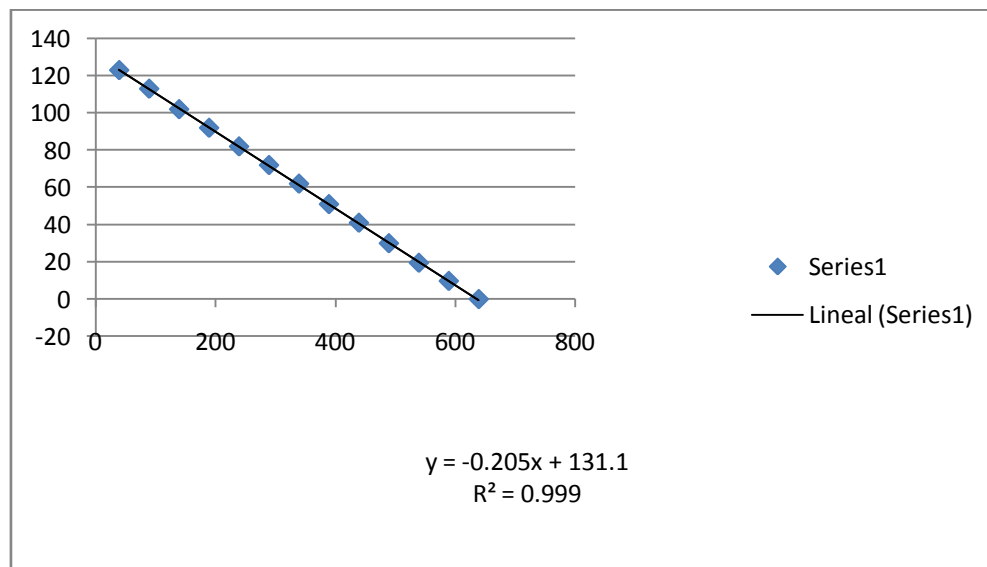


Figura No.159. Relación distancia posición a una altura de 329 en la imagen

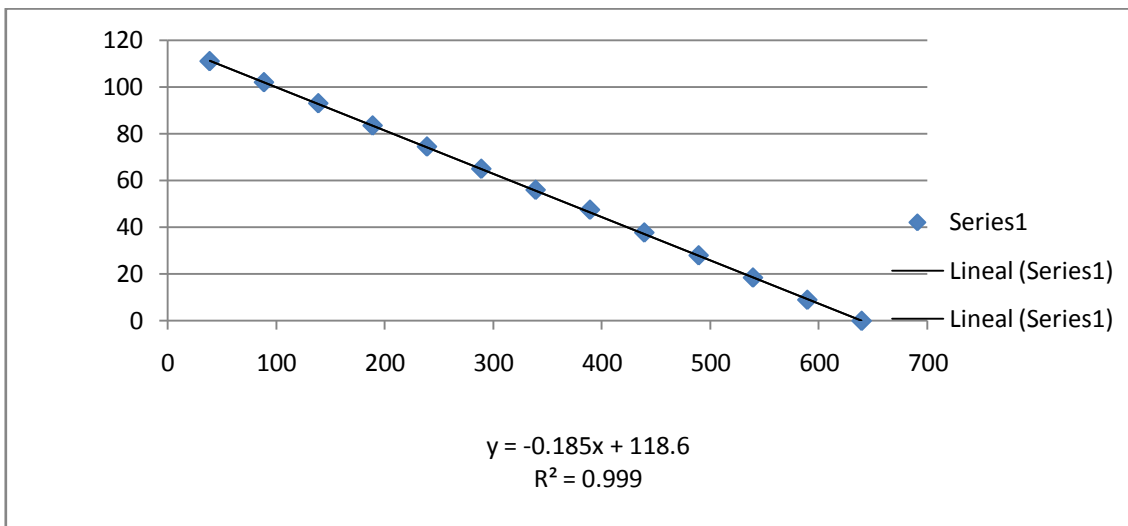


Figura No.160. Relación distancia posición a una altura de 479 en la imagen

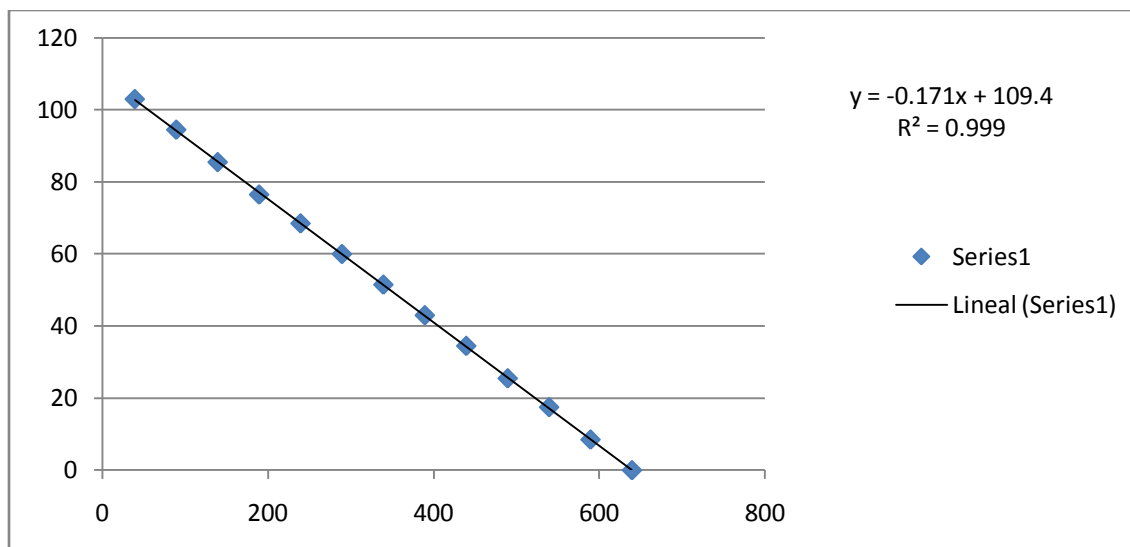


Figura No.161. Relación distancia posición a una altura de 629 en la imagen

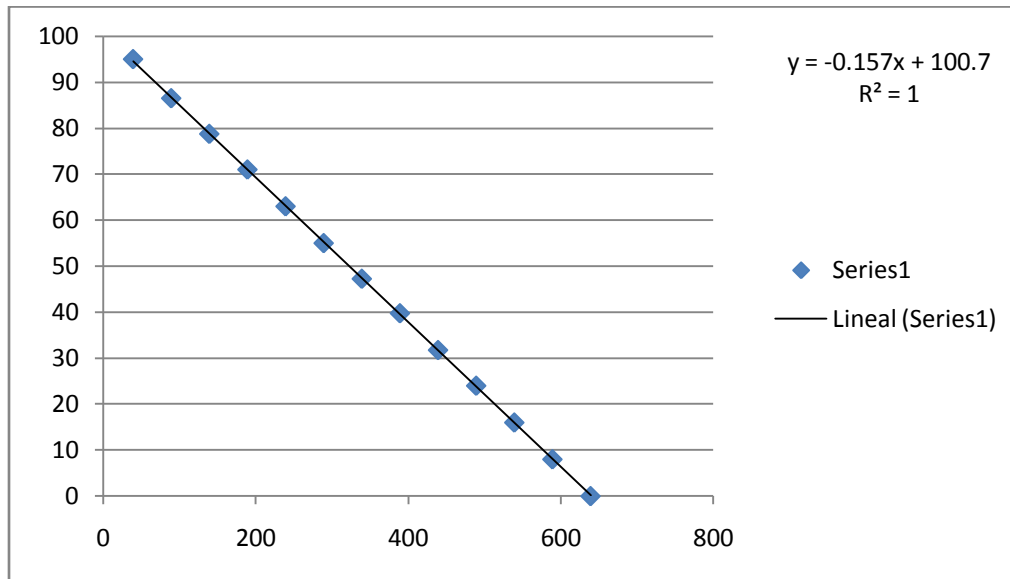


Figura No.162. Relación distancia posición a una altura de 779 en la imagen

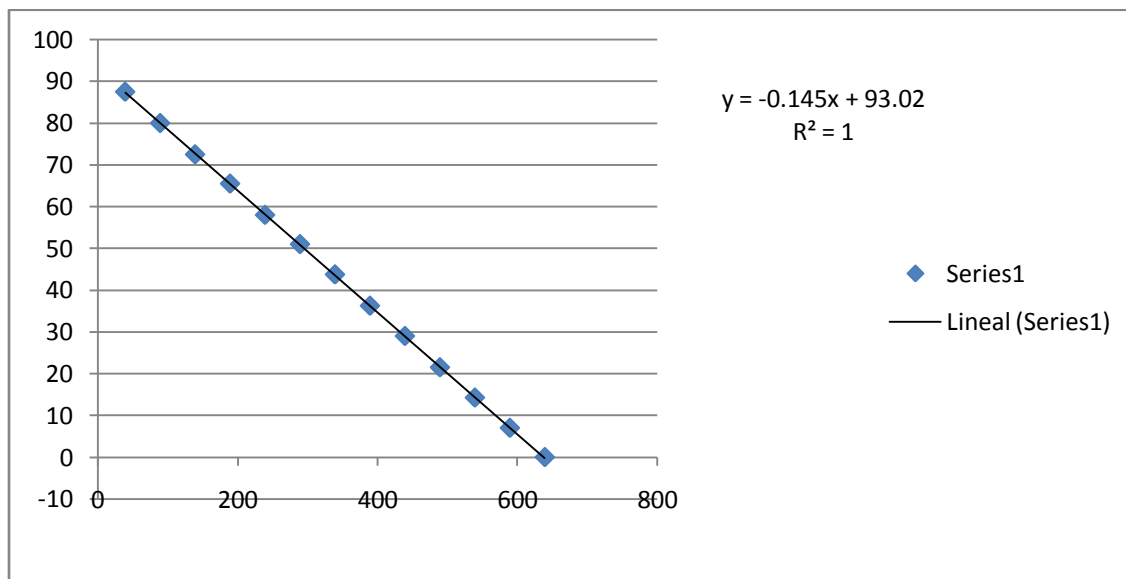


Figura No.163. Relación distancia posición a una altura de 929 en la imagen

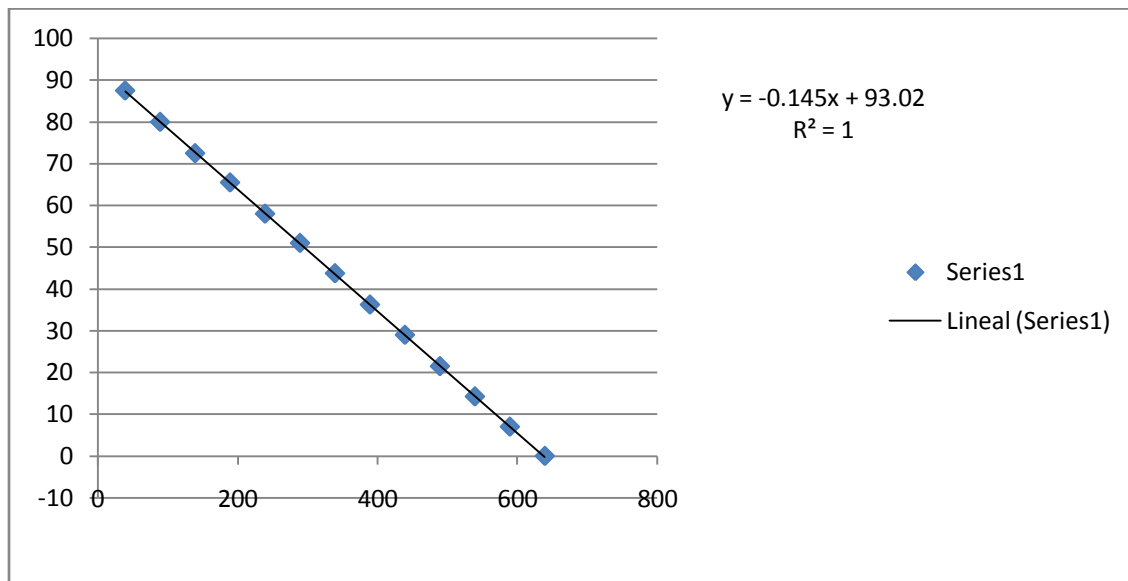
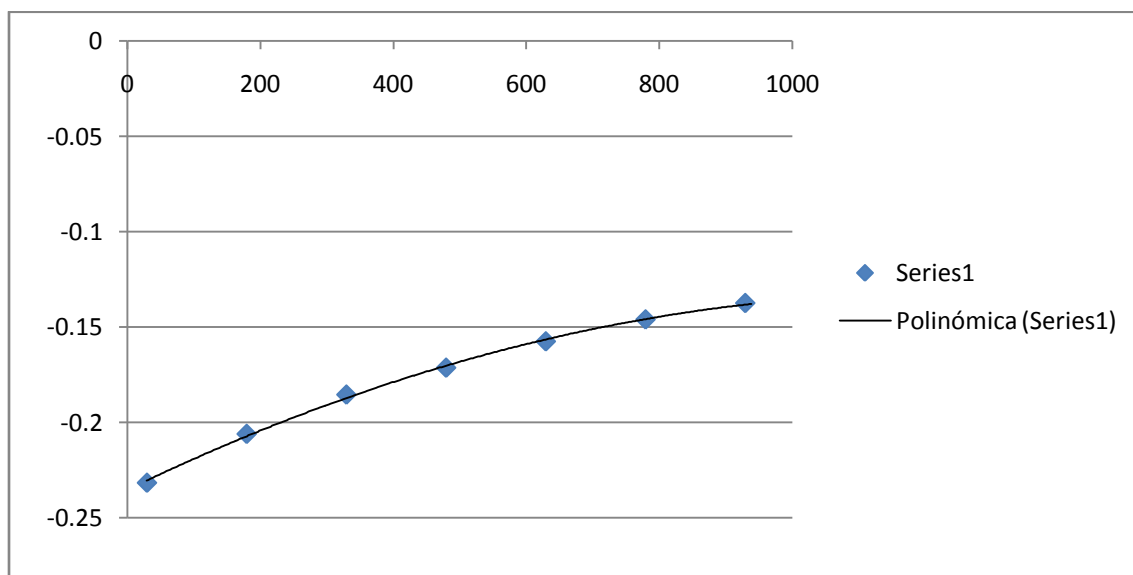


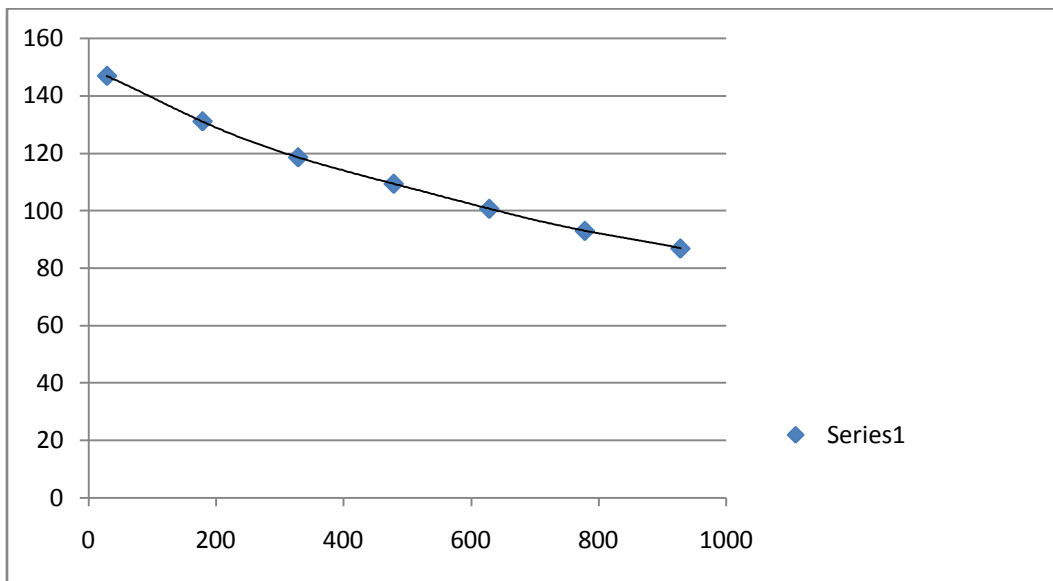
Figura No.164. Gráficas para calcular pendiente e intercepto



Como se puede apreciar de la Figura No.157 a la Figura No.162 las curvas generadas pueden ser aproximadas a rectas.

En la Figura No.164 se puede apreciar la relación entre altura en Y y la pendiente de la función lineal para obtener la distancia al eje central. Al hacer una regresión lineal se obtuvo la función $P(y)$.

Figura No.165. Función para obtener la distancia al eje central



En la Figura No.165 se observa la relación entre la altura en Y y el intercepto de la función lineal para obtener la distancia al eje central. Al hacer una regresión lineal se obtuvo la función $I(Y)$

Para calcular la distancia en x al eje central se utiliza la fórmula:

$$Dist\ x = P(Y) * X + I(Y)$$

Donde Y y X son los valores de los píxeles

Para realizar el segundo grupo de pruebas se realizó una segunda calibración. Para esta calibración se tomaron 300 puntos.

Figura No.166. Puntos en el piso de la segunda calibración



Figura No.167. Vista de las marcas y la cámara en su posición de calibración



3. Discusión. Para obtener un conjunto de funciones con las que los parámetros sean las coordenadas de los píxeles y nos devuelvan las distancias reales se pensó de primero hacer uso de lo que se conoce como proyección cónica. El problema de este método son las distorsiones que existen en las imágenes debido a la forma en cómo llega la luz a los lentes de la cámara. Debido a esto lo mejor fue calibrar la cámara y generar las funciones de forma estadística. Para esto se usaron regresiones para calcular las funciones. Lo primero fue cuadricular la imagen para conocer píxeles fijos y tener un punto de referencia.

Al tener ya cuadriculada la imagen se apuntó hacia el piso en la posición en la que va a estar en la estructura. Conociendo los puntos en la imagen se pusieron marcas en el piso correspondiente a los puntos marcados en la imagen. Se midieron las distancias desde el punto más pegado a la parte inferior de la imagen y esta información se tabulo para crear una regresión polinomial. Para obtener funciones fiables se trató de tomar la mayor cantidad de puntos y usar un polinomio de alto grado.

Teniendo la función que da las distancias en Y se empezó a medir las distancias de las marcas para obtener las funciones en X. Por la forma en que se comportan las funciones se notó que la función para obtener las distancias en X se puede aproximar de manera fiable mediante una función lineal. Las diferentes funciones obtenidas para medir las distancias Y tienen pendientes e interceptos que al graficarlos en contra de su posición en Y se encontró que mediante una regresión polinomial se pueden aproximar el resto de funciones.

Con esta información disponible y tabulada el procedimiento para calcular una distancia es de primero obtener la coordenada en Y del píxel. Con la coordenada en Y se calculan mediante una función polinomial la distancia en Y real. Este punto en Y se introduce en dos funciones para poder calcular mediante funciones polinomiales la pendiente y el intercepto de la función lineal que usando la coordenada en X del píxel se calcula la distancia en el eje x al eje central de la imagen. Esto se hizo ya que como la imagen es tomada en forma de cono, el eje central es el único punto de referencia disponible. El inconveniente de este sistema es la necesidad de recalibrar la cámara para crear las nuevas funciones en el momento de cambiar la altura o la inclinación de la

imagen.

Ya con las funciones para realizar el mapeo se toma la matriz que genera el filtro Canny y se procede a recorrer toda la matriz. El procedimiento es tomar cada pixel y con las coordenadas del mismo se calcula su posición en el mapa de vista de planta ya con las medidas reales en centímetros. El mapa ahora generado es una matriz donde hay "1" donde es un obstáculo, "0" donde es espacio transitable, "2" en el punto donde empieza la silla y "3" en donde es el punto de destino.

Con el mapa de planta ya generado se le aplicaron tres algoritmos a la matriz. El primero algoritmo elimina los pixeles que están individuales. Esto se hace ya que los filtros pueden generar basura en forma de pixeles individuales y estos pueden ser interpretados como falsos obstáculos.

Para encontrar la ruta desde el punto de inicial hasta el punto de destino se utilizó una implementación en Python el algoritmo de enrutamiento A*. Este algoritmo está basado en grafos. La implementación utilizada usa como mapa una matriz donde cada celda es un nodo. Como el algoritmo lo que hace es generar una ruta saltando de un nodo a otro nodo, no es tomado en cuenta las dimensiones de la silla. Para tomar en cuenta las dimensiones de la silla esta información se agregó al mapa en vista de planta generado. Lo que se hizo fue que a cada punto del mapa donde es un obstáculo se le agregaron 30 celdas a la izquierda, derecha, arriba y abajo que también se marcaron como obstáculos.

Por último se aplicó un algoritmo a la matriz del mapa con la finalidad de escalarla. Es se hizo para mejorar el tiempo que le toma al algoritmo de enrutamiento encontrar la ruta al punto de destino. Para este algoritmo se recorrió la matriz anteriormente obtenida y se aislaron arreglos de 25 celdas. Si alguna de éstas era marcada como obstáculo se marca en una matriz más pequeña como obstáculo en el lugar relativo que ocupaban las 25 celdas. Ya esta matriz está lista para ser analizada por el algoritmo A* y poder obtener la ruta al punto de destino.

Figura No.169. Instrucciones generadas por el algoritmo

```

Administrator: Command Prompt
Microsoft Windows [Version 6.1.7600]
Copyright (c) 2009 Microsoft Corporation. All rights reserved.

C:\Users\Pablo Oliva>cd pr
C:\Users\Pablo Oliva\pr>python gg_pasos.py
No Girar
Avanzar 15 centímetros
Girar a la derecha 45 grados
Avanzar 20 centímetros
Girar a la izquierda 135 grados
Avanzar 20 centímetros
Girar a la derecha 135 grados
Avanzar 15 centímetros
Avanzar x centímetros
Punto de destino

C:\Users\Pablo Oliva\pr>

```

3. Discusión. Al momento de generar las instrucciones se tomaron varios puntos en consideración. El primero fue las delimitaciones del mapa generado. Por ejemplo no existe nunca un camino que vaya hacia atrás. La segunda fue que el punto de inicio siempre sería el mismo. Por último fue la eficiencia del algoritmo para poder producir las instrucciones en el menor tiempo posible.

Para recorrer el mapa se encontraron dos formas posibles. La primera es recorrer toda la matriz donde se encuentra el mapa e ir analizando las celdas marcadas con el carácter "4" ya que estas son parte de la ruta. Esta forma tiene dos grandes desventajas. El primero es la complejidad del algoritmo ya que tiene que interpretar la dirección en base a muchos puntos conocidos. El segundo problema y probablemente el más importante es el tiempo que le tomaría al algoritmo producir las instrucciones ya que tiene que recorrer todo los puntos del mapa.

La segunda forma encontrada y al final implementada es empezar a caminar sobre el la ruta. Esta forma es posibles gracias a que el punto de inicio es siempre el mismo y que en el mapa no existen bifurcaciones. Al caminar sobre el mapa e ir analizando sólo los pixel que están alrededor de forma inmediata se evita tener que analizar pixeles que no contienen información pero que su análisis toma tiempo. Este método es mucho más rápido y simple. El código al ser un bucle cerrado es mucho más eficiente y el tiempo tomado para generar la ruta es lo suficientemente corto para ser imperceptible por el usuario.

I. Obtención e interpretación de la FFT de una imagen

1. Diseño

a. Para la obtención de la FFT de la imagen se hizo uso de la librería OpenCV2. Lo importante no era solo obtener la FFT, también era importante la forma en la que se obtendría la información.

b. Lo que se quería obtener era el número de frecuencias presentes en la Imagen. En la librería OpenCV2 se encontró la función CreateHist. Esta función crea un histograma donde el eje x es la frecuencia.

c. Teniendo el histograma en una lista esta se recorre y se cuentan cuales casillas son diferentes de 0 ya que las que son diferentes a 0 representan frecuencias que existen en la imagen. Con esto se logra conocer la cantidad de frecuencias con magnitud diferente a 0 en la imagen.

2. Resultados

Figura No.170. Fotografía 1 del piso

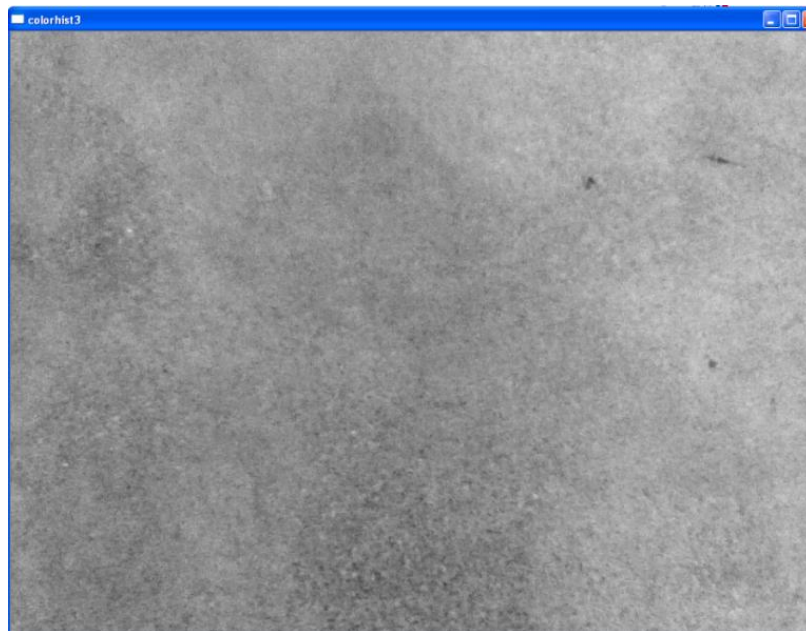


Figura No.171. Histograma de la FFT de la fotografía 1

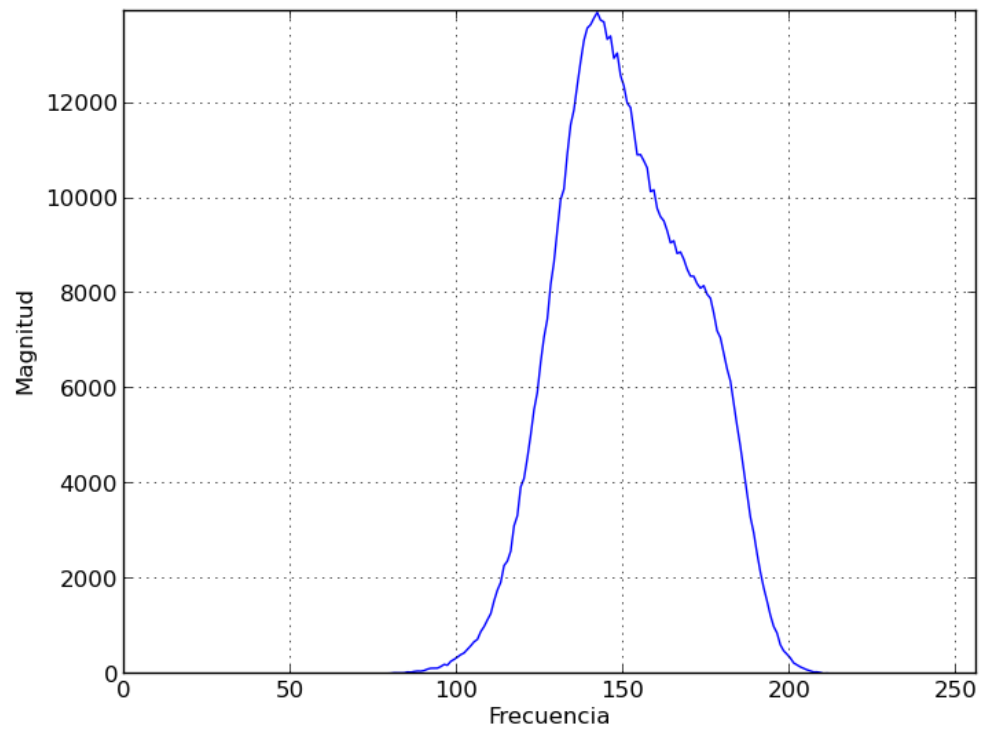


Figura No.172. Fotografía 2 del piso

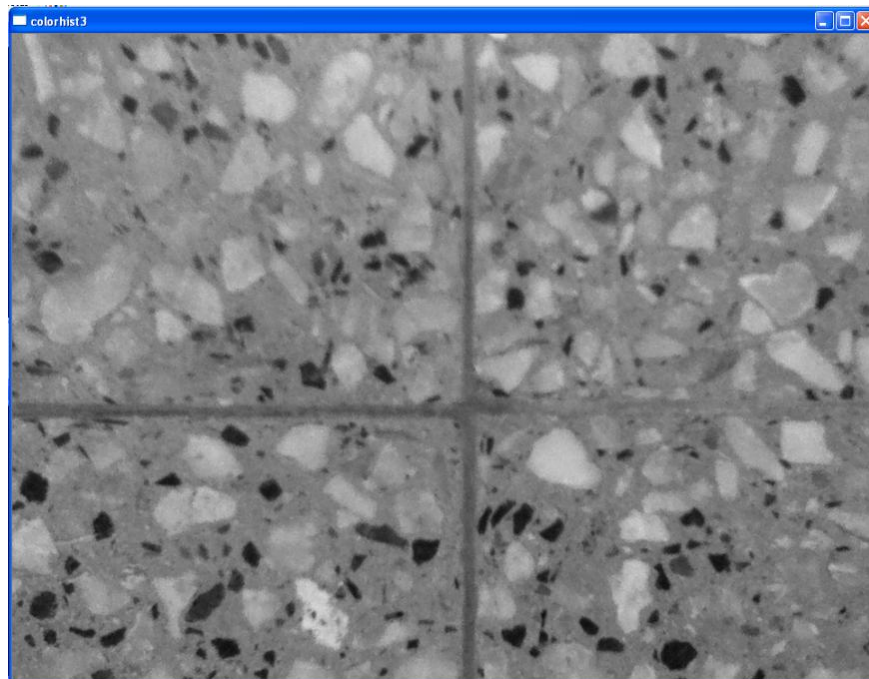
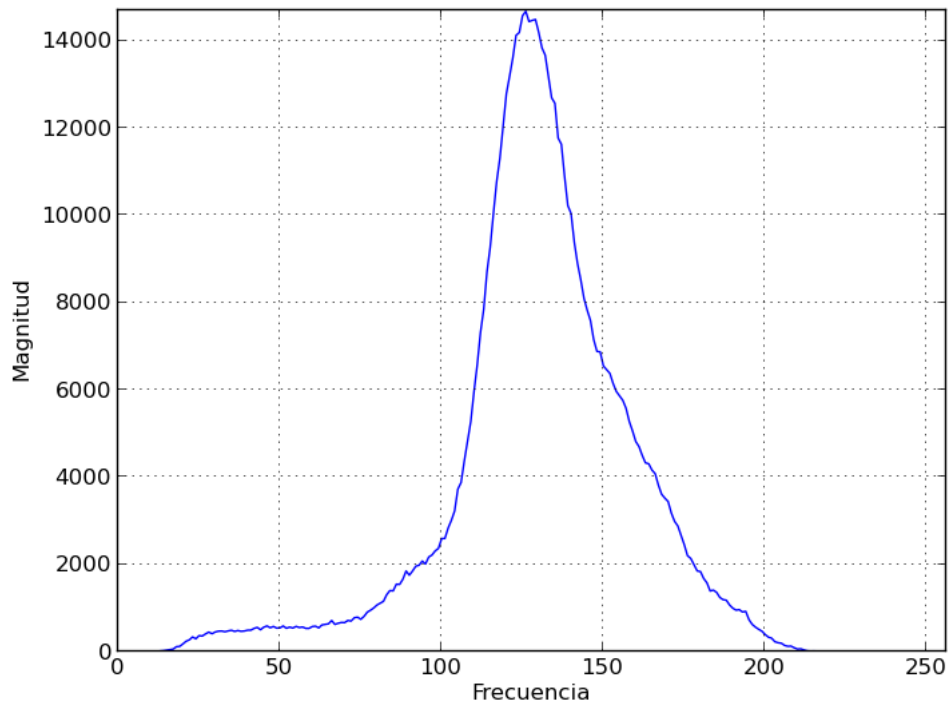


Figura No.173. Histograma de la FFT de la fotografía 2

3. Discusión. El sistema de navegación se basa en imágenes obtenidas por la cámara primaria para poder encontrar la ruta al punto de destino. Para realizar el reconocimiento de obstáculos se detectan las orillas de estos haciendo uso del algoritmo Canny, el cual puede ser graduado para detectar orillas más notorias o menos notorias en la imagen.

En un ambiente real el piso suele tener diferentes diseños o imperfecciones que el sistema podría reconocer como obstáculos. Debido a esto se toma una foto del piso y al obtener la FFT de la imagen se puede reconocer la complejidad del diseño del piso. Con esta información se puede calibrar el nivel del umbral del filtro Canny y de esta forma reducir la posibilidad de generar un falso obstáculo debido a una imperfección o diseño del piso.

En los resultados de este submódulo se puede apreciar las diferencias en los histogramas de 2 imágenes diferentes. En la Figura No.170 se tiene una fotografía de un piso sin diseños. En la Figura No.171 se muestra un histograma de la FFT. Al observar la

Figura No.172 se puede ver un piso con más diseños y el la Figura No.172 se ve su histograma. Al comparar ambos histogramas se puede apreciar que en histograma de la figura Figura No.172 abarca más frecuencias que el primer histograma. Es información ya cuantificada es usada para calcular el umbral del filtro Canny.

El algoritmo que implementa el filtro Canny recibe un parámetro. Este parámetro es calculado de acuerdo a la FFT de la imagen del piso. Para calcular este parámetro se utiliza una función lineal donde la variable independiente es la frecuencia más alta encontrada en la imagen del piso. Este valor puede variar de 0 a 255. La variable dependiente es el parámetro a introducir en el algoritmo. Para calcular la pendiente y el intercepto de la función se realiza una calibración manual. Se obtiene dos fotografías en pisos con diferentes tipos de diseño y se calcula el parámetro a partir del valor máximo de frecuencia encontrado al calcular la FFT. Al tener dos entradas y dos salidas se puede encontrar una relación lineal.

J. Implementación de un sensor de iluminación

1. Diseño

a. Lo primero fue buscar un sensor de iluminación de alta precisión. El sensor encontrado fue el sensor TSL237 que es usado en equipos de iluminación y en cámaras digitales para calcular el flash necesario.

b. Este sensor convierte la intensidad de la luz en una frecuencia. A mayor frecuencia mayor es la intensidad de la luz percibida por el sensor. Para poder usar esta información se decide convertir la frecuencia a un voltaje para poder ser convertido por un ADC a un valor binario.

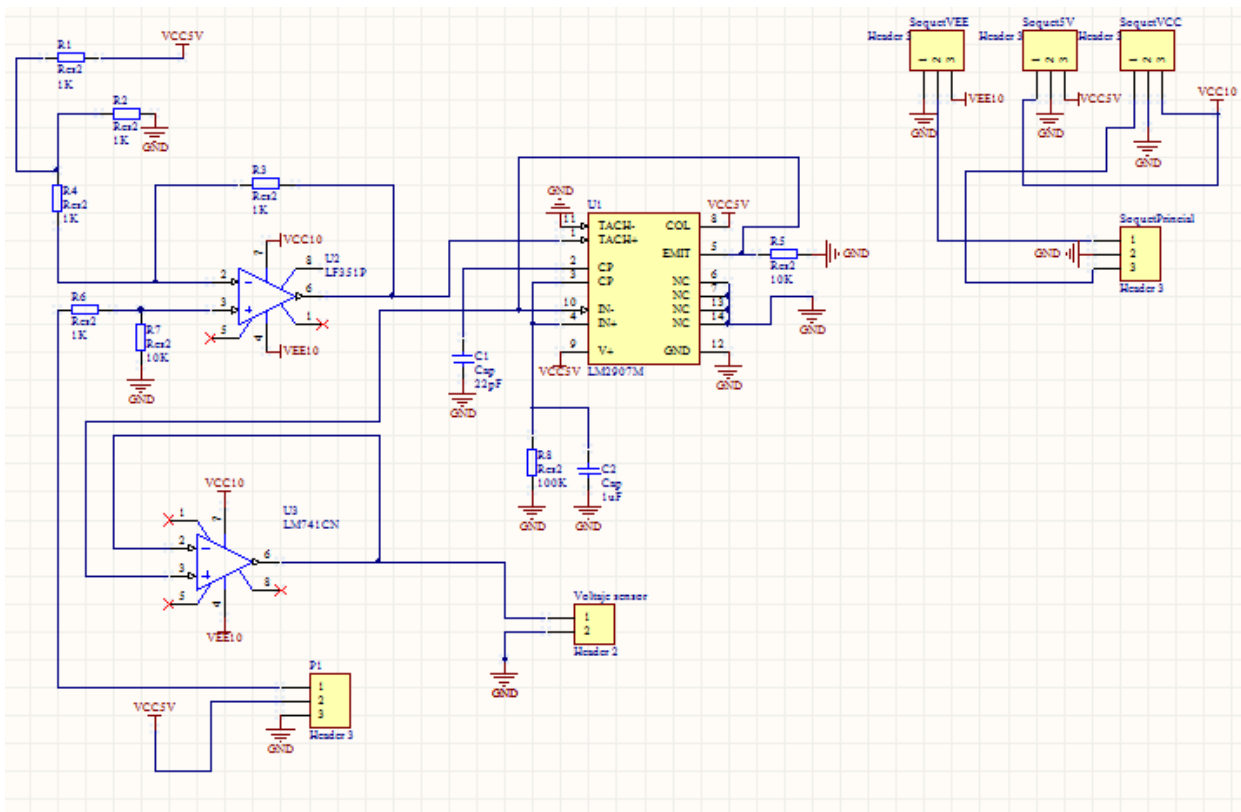
c. Para convertir la frecuencia a un voltaje se usó el integrado LM2907. Pero para que esté integrado funcione la señal cuadrada debe cruzar por 0 volts. Para esto se introduce la señal a un restador que baja la señal 2.5V y después puede ser introducida al convertidor de frecuencia a voltaje. Como la frecuencia que sale del sensor puede alcanzar fácilmente los 50KHz el restador se implementó con un amplificador operacional JFET (1f351).

d. El convertidor de frecuencia a voltaje se configuró para que el voltaje máximo fuera de 5 V. La salida del convertidor se introdujo a un seguidor implementado con un op-amp LM741.

e. Para poder interpretar de manera correcta la iluminación del ambiente se usarán varios sensores de luz y los voltajes de los diferentes circuitos serán sumados y ponderados.

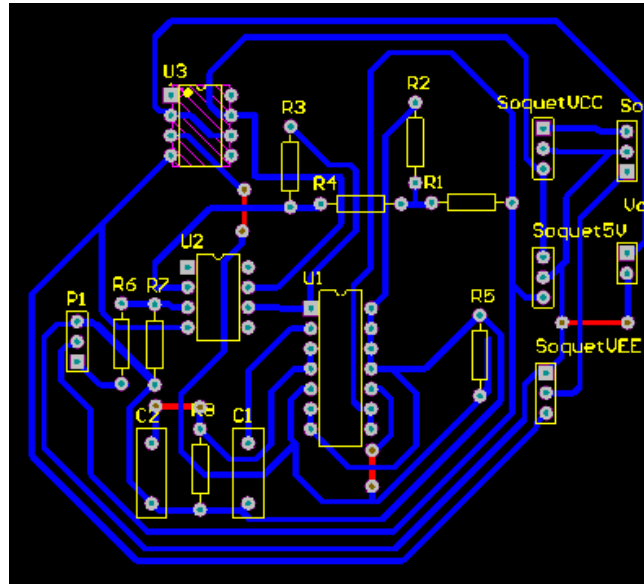
2. Resultados

Figura No.174. Esquemático del circuito



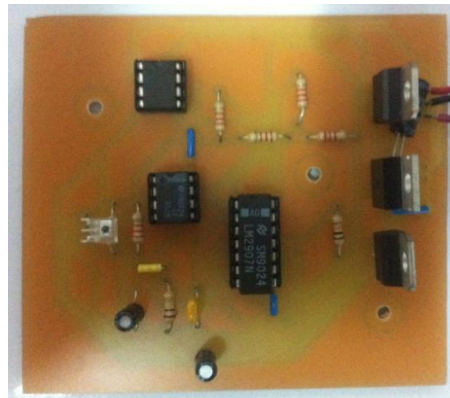
En la Figura No.174 se muestra el esquemático del circuito que convierte de lúmenes a un nivel de voltaje.

Figura No.175. Archivo PCB del circuito



En la Figura No.175 se muestra el diagrama del PCB ya diseñado con el tamaño de líneas de cobre y hoyos requerido para su fabricación en una CNC.

Figura No.176. Placa del circuito



En la Figura No.176 se puede ver la placa ya fresada con los elementos electrónicos ya soldados y los integrados ya instalados

3. Discusión. Para que el sistema sea más robusto se consideró que debía poder ser inmune a cambios en la iluminación del ambiente. Con esto se lograría que el sistema funcionara tanto en ambientes iluminados (ambientes exteriores) como en ambientes poco iluminados, como por ejemplo el interior de un cuarto. Para poder retroalimentar la información sobre la iluminación al sistema fue necesario la implementación de un sensor de iluminación. El sensor escogido fue el TSL237. Éste sensor tiene como salida una señal cuadrada y la frecuencia es proporcional a la luminosidad detectada por el sensor.

Para poder hacer uso del sensor y poder integrarlo de forma fácil y eficiente al Módulo de sensores y motores se decidió hacer una conversión de frecuencia a voltaje. Para hacer la conversión se usó el integrado LM2907 el cual es un convertidor de frecuencia a voltaje. La señal cuadrada que genera el sensor va de 0 a 5 volts. Para poder ser convertida por el LM2907 fue necesario restarle 2.5 volts. Esto con la finalidad de que la señal de salida del sensor cruzara por 0. Para poder hacer esto se implementó un restador con un amplificador operacional LF351. Se utilizó este amplificador operacional ya que está implementado con transistores JFET por lo que su ancho de banda es de 4 Mhz. A la salida del LM2907 se implementó un seguidor con un amplificador operacional LM741. Esto con la finalidad que la señal no sufra una caída de voltaje en el cable que va al Módulo de sensores y motores.

El algoritmo que implementa el filtro de iluminación y contraste recibe un parámetro. Este parámetro se calcula de acuerdo a la cantidad de luz censada. Para calcular este parámetro se utiliza una función lineal donde la variable independiente es el valor obtenido del sensor de luz. Este valor puede variar de 0 a 255. La variable dependiente es el parámetro a introducir en el algoritmo que implementa el filtro. Para calcular la pendiente y el intercepto de la función se realiza una calibración empírica. Se censa la iluminación en dos estados diferentes y se toman dos fotografías. Se varían los parámetros manualmente hasta obtener los cambios en iluminación deseados. Teniendo dos puntos de entrada que serían los valores de iluminación y dos puntos de salida que serían el parámetro del algoritmo, se calcula la pendiente y el intercepto de la función.

K. Resultados

A continuación se presentan los resultados al unir todos los módulos. El orden de las imágenes a presentar esta en el orden cronológico de submódulos.

Figura No.177. Pantalla en el momento que se escoge el punto de destino y se toma la fotografía

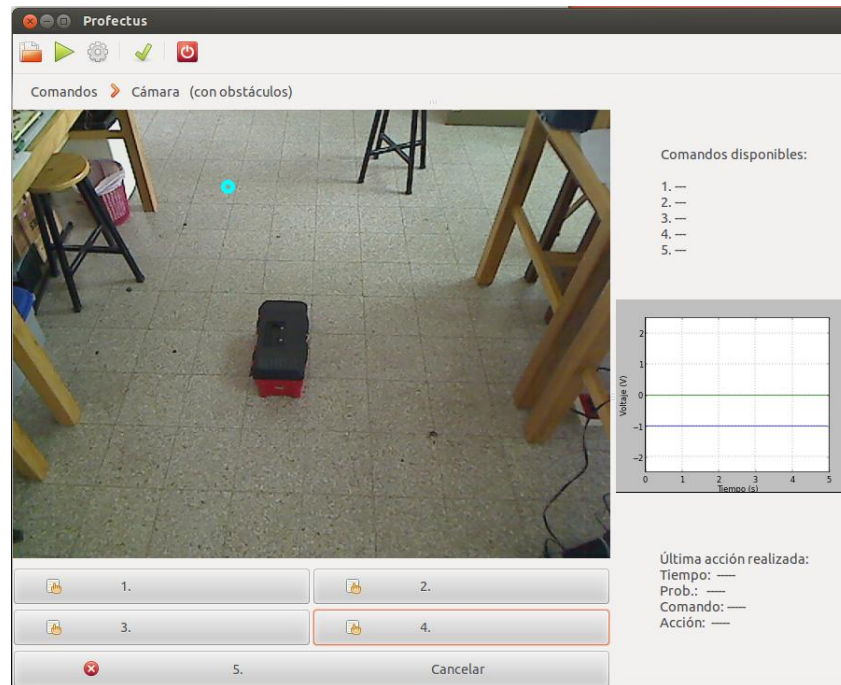


Figura No.178. Cambio de brillo y contraste a la fotografía tomada



Figura No.179. Difuminación de la imagen

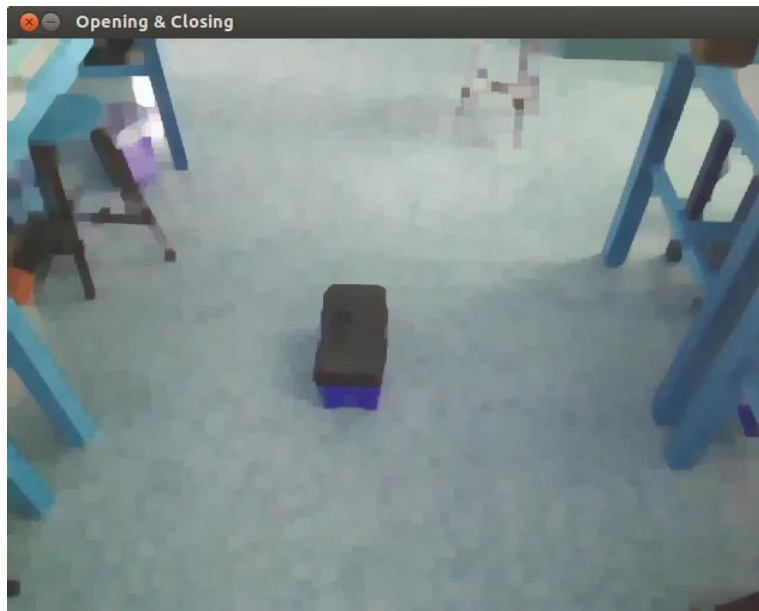
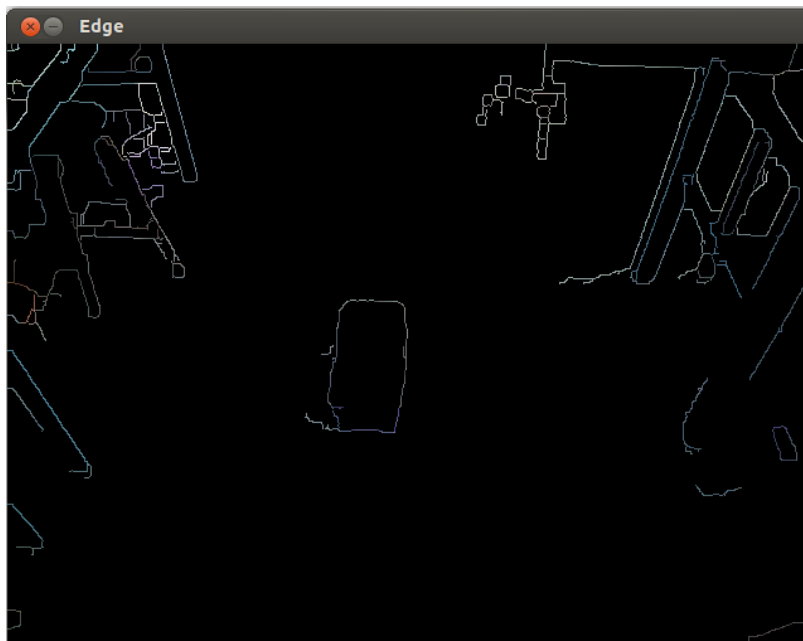


Figura No.180. Obtención de las orillas y contornos de los objetos



L. Conclusiones del módulo

- Debido al ángulo en el que se encuentra la cámara al momento de tomar la fotografía, los objetos en el mapa generado aparecen distorsionados.
- Para detectar las orillas en la imagen es utilizado el algoritmo Canny. El parámetro umbral de éste es calculado tomando en cuenta la frecuencia más alta en la fotografía tomada al piso. Aunque esto se hace para asegurarse que el filtro no tomará en cuenta los diseños del piso esta técnica funciona el 80% de las veces.
- Para generar la ruta desde el punto inicial al punto de destino fue utilizado el algoritmo A*. Este algoritmo asegura que la ruta generada será la más corta. Pero esta ruta no será necesariamente la más eficiente a seguir por la silla. Esto es debido a que la ruta es diseñada para ser la más corta y no para tener el mínimo número de cruces que sería los ideal para la silla.

M. Recomendaciones del módulo

- Se recomienda utilizar un algoritmo que utilice inteligencia artificial para poder analizar la imagen donde solo están las orillas de los objetos y poder reconocer qué orillas pertenecen a objetos y qué orillas son por causa de sombras.
- Se recomienda integrar una tercera cámara al sistema. Esta cámara debe tener la misma función que la cámara primaria ya existente, pero ser situada en una posición inferior. Al ser generado el mapa de esta cámara este mapa debe ser comparado con el mapa generado para la primera cámara. Teniendo dos mapas del mismo entorno se pueden comparar y tomar mejores decisiones sobre qué puntos son áreas transitables y qué puntos son obstáculos.

VIII.Módulo de control maestro

A. Introducción

El presente capítulo contiene información relevante concerniente al Módulo de control maestro que fue investigada, desarrollada y seleccionada a manera de que describan de forma consistente el desarrollo e implementación del mismo. Todo lo anterior fue efectuado con la finalidad de cumplir con los objetivos propios del módulo en el tiempo estipulado para completar la integración de los módulos que conforman al Megaproyecto *Profectus*.

El Módulo de control maestro está dedicado a recibir y transmitir información importante entre el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores y motores con el fin de centralizar y controlar los datos que sean de utilidad para el correcto funcionamiento de la silla de ruedas eléctrica. Dicha información proviene de la computadora en base a las diferentes acciones que puede desempeñar la silla de ruedas y de los diferentes sensores manejados por el Módulo de sensores y motores.

La comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores fue implementada mediante el uso del protocolo RS-232. Dicha comunicación utiliza un canal UART dedicado para la transmisión y recepción de información con la computadora y un canal UART compartido para la transmisión y recepción de información con el Módulo de sensores y motores.

B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Recibir y enviar señales de control e información codificada a los diferentes módulos de la silla de ruedas para su correcto funcionamiento.

2. Objetivos específicos del módulo

a. Recibir datos codificados del Módulo de detección y procesamiento de señales y del Módulo de navegación mediante visión computacional para que el microcontrolador maestro determine la acción que desempeñará el Módulo de sensores y motores.

b. Enviar datos de realimentación a la computadora donde se encuentra implementados el Módulo de detección y procesamiento de señales y del Módulo de navegación mediante visión computacional.

c. Enviar comandos al Módulo de sensores y motores para la activación de los motores presentes en la silla de ruedas.

d. Recibir información proveniente de los diferentes sensores acoplados en la silla de ruedas para conocer información del medio y tomar decisiones con base en esa información.

C. Marco teórico

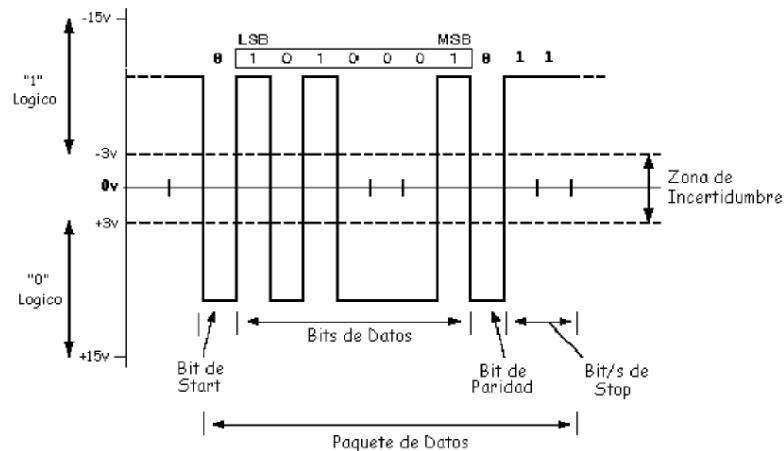
1. Comunicación RS-232. Es un estándar publicado por la EIA (Electronic Standard Association) en 1969 que define las características eléctricas que deben presentar los elementos de conexión para la comunicación serie entre ordenadores y equipos periféricos.

Este estándar fue diseñado para comunicar un equipo terminal de datos o DTE (Data Terminal Equipment, una PC) y un equipo de comunicación de datos o DCE (Data Communication Equipment, habitualmente un modem).

Los conectores más usados son el DB-25 macho, pero muchos de los 25 pins no son necesarios. Por esta razón en muchos PC se utilizan los DB-9 macho. Los voltajes para un nivel lógico alto están entre -3V y -15V. Un nivel lógico bajo tendrá un voltaje entre +3V y +15V.

Los voltajes más usados son +12V y -12V. Las características más importantes de la comunicación serial son la velocidad de transmisión, los bits de datos, los bits de parada, y la paridad. Para que dos puertos se puedan comunicar, es necesario que las características sean iguales.

- Velocidad de transmisión: indica el número de bits por segundo que transfieren, y se mide en baudios. Por ejemplo, 9600 baudios representa 9600 bits por segundo. Las velocidades más comunes son 300, 600, 1200, 2400, 4800 y 9600 bps.
- Bits de inicio: bit usado para dar inicio a la transmisión de un paquete de información.
- Bits de datos: es la cantidad de bits que contiene la información real. Las cantidades más comunes para estos paquetes de información son de 5, 6 y 8 bits. El número de bits transferidos depende del tipo de información que se transfiere (por ejemplo, un código ASCII consta de 8 bits).
- Paridad: sirve para verificar errores en la transmisión serial. Existen cuatro tipos: par, impar, marcada y espaciada. También existe la opción de paridad nula. Por ejemplo, para paridad par e impar, el puerto serial fijará el bit de paridad (el último bit después de los bits de datos) a un valor para asegurarse que la transmisión tenga un número par o impar de bits en estado alto lógico.
- Bits de parada: Usado para indicar el fin de la comunicación de un solo paquete. Los valores típicos son 1, 1.5 y 2 bits de parada.

Figura No.183. Transmisión de un paquete de datos con RS-232

(Electronics A. , 2010)

2. Comunicación SPI. Es un protocolo de comunicación síncrono desarrollado por Philips que cuenta un bus de cuatro líneas, sobre el cual se transmiten paquetes de información de 8 bits. Cada una de estas cuatro líneas tiene una función para transportar la información entre los diferentes dispositivos conectados en dicha comunicación.

Cada dispositivo conectado al bus puede actuar como transmisor (Maestro) y receptor (Esclavo) al mismo tiempo, por lo que este tipo de comunicación serial es full dúplex. La particularidad de este protocolo es que el receptor (Esclavo) solo puede transmitir información al transmisor (Maestro) cuando el transmisor está transmitiendo un dato al receptor (Esclavo).

El bus SPI se basa en cuatro señales:

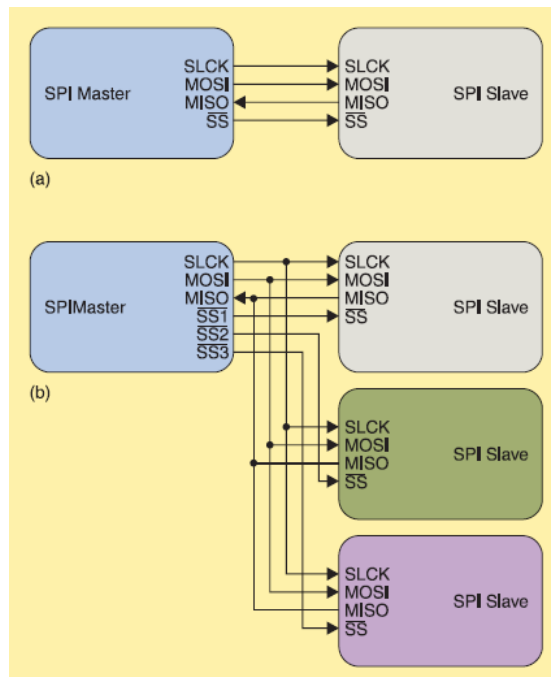
- CLK: clock o reloj para el control de las operaciones.
- MISO (Master in, slave out): línea para la entrada de datos
- MOSI (Master out, slave in): línea para la salida de datos.
- SS (Slave select): señal de habilitación del esclavo.

La secuencia de comunicación con el dispositivo es bastante sencilla, en realidad lo único que se tiene que hacer como transmisor (Master) es habilitar (0 lógico, por

trabajar con lógica negativa) el esclavo con el que quiere comunicar y después empieza la transmisión o recepción de datos, un bit por ciclo de reloj y comenzando por el más significativo (MSB) hasta el menos significativo (LSB).

El protocolo no define por sí mismo el baud rate o velocidad de transmisión, por lo que en teoría podría alcanzar velocidades muy altas. Lo que limita la comunicación es el dispositivo con el cual se esté efectuando la comunicación.

Figura No.184. Comunicación SPI entre maestro-esclavo y maestro-multiesclavo



(Paradigm, 2011)

3. Comunicación I²C. Éste es un protocolo de transferencia serial que utiliza dos cables para una comunicación sincrónica half-duplex. La comunicación en un bus I²C se hace entre un maestro y un esclavo. Sin embargo, pueden existir múltiples maestros y múltiples esclavos compartiendo un único bus I²C.

El bus I²C se basa en tres señales:

- SDA (System Data): en esta línea viajan los datos entre los dispositivos.
- SCL (System Clock): en esta línea transitan los pulsos de reloj que sincronizan el

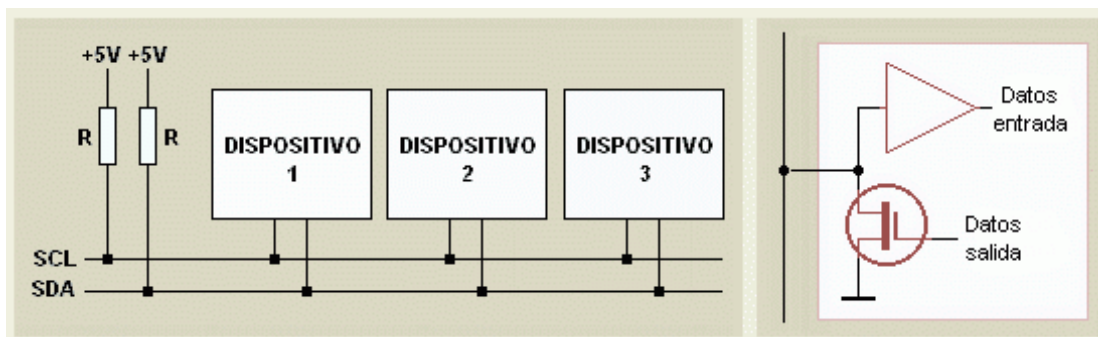
sistema.

- GND (Masa):interconectada entre todos los dispositivos "enganchados" al bus.

Al transferirse datos por el bus I2C, la señal SDA sólo puede cambiar de estado cuando la señal de reloj SCL se encuentra en estado bajo. Un cambio en SDA mientras SCL se encuentra en estado alto, indica una condición de START o STOP. La señal de reloj SCL es siempre controlada por el dispositivo Master y es éste quién inicia todas las transferencias.

Antes de enviar un comando, el Master crea una condición de START. Ésta es generada mediante un flanco de bajada de la señal SDA mientras la señal SCL permanece establemente en un estado alto. Para indicar el fin de una transmisión, el Master crea una condición de STOP. Ésta es generada mediante un flanco de subida de la señal SDA mientras la señal SCL permanece establemente en un estado alto.

Figura No.185. Comunicación I²C



(Carletti, 2009)

4. Protocolos de comunicación en la familia dsPIC30F. Los dsPIC son procesadores de señales digitales (DSP) que combinan por igual las características de un microcontrolador (MCU) y tienen características interesantes por la incorporación de varios módulos especializados, tales como:

- Módulos A/D rápidos.
- Módulos PWM especializados.
- Operaciones matemáticas cíclicas a alta velocidad.
- Aplicaciones en "tiempo real".

Hablando de la familia de los dsPIC denominada dsPIC30F, estos se pueden dividir también en subfamilias dependiendo de la aplicación en que sean utilizados:

- **Familia de propósito general:** Esta familia está enfocada a aplicaciones embebidas de propósito general. Algunos de estos dsPIC están diseñados para aplicaciones que involucren procesamiento de audio.
- **Familia de control de motores y conversión de potencia:** Esta familia está enfocada a aplicaciones de control de motores tales como motores DC sin escobillas, motores de inducción monofásicos y trifásicos, etc. También están enfocados para su uso en UPS (*Uninterrupted Power Supply*), sistemas de corrección de factor de potencia y para el control del Administrador de Potencia en servidores, equipos de telecomunicaciones y equipo industrial.
- **Familia de sensores:** Esta familia está enfocada a aplicaciones embebidas de control de alto rendimiento y bajo costo. Algunos de estos dsPIC vienen en empaquetados relativamente pequeños para caber en espacios críticos de diseño.

Figura No.186. Procesador de señales digitales dsPIC30F6013 de Microchip



(Flylogic's Analytical, 2011)

A continuación se muestran las diferentes tablas que resumen las características de estas tres subfamilias de la familia dsPIC30F:

Figura No.187. Características de la familia de propósito general de los dsPIC30F

Device	Pins	Program Memory		SRAM Bytes	EEPROM Bytes	Timer 16-bit	Input Capture	Output Compare Std. PWM	Codec Interface	A/D 12-bit 200 ksp/s	UART	SPI™	I ² C™	CAN	I/O Pins (Max.) ⁽¹⁾	Packages ⁽²⁾
		Bytes	Instructions													
dsPIC30F3014	40/44	24K	8K	2048	1024	3	2	2	—	13 ch	2	1	1	—	30	PG, PT
dsPIC30F4013	40/44	48K	16K	2048	1024	5	4	4	AC'97, I2S	13 ch	2	1	1	1	30	PG, PT
dsPIC30F5011	64	66K	22K	4096	1024	5	8	8	AC'97, I2S	16 ch	2	2	1	2	52	PT
dsPIC30F6011 ⁽³⁾ dsPIC30F6011A	64	132K	44K	6144	2048	5	8	8	—	16 ch	2	2	1	2	52	PF, PT
dsPIC30F6012 ⁽³⁾ dsPIC30F6012A	64	144K	48K	8192	4096	5	8	8	AC'97, I2S	16 ch	2	2	1	2	52	PF, PT
dsPIC30F5013	80	66K	22K	4096	1024	5	8	8	AC'97, I2S	16 ch	2	2	1	2	68	PT
dsPIC30F6013 ⁽³⁾ dsPIC30F6013A	80	132K	44K	6144	2048	5	8	8	—	16 ch	2	2	1	2	68	PF, PT
dsPIC30F6014 ⁽³⁾ dsPIC30F6014A	80	144K	48K	8192	4096	5	8	8	AC'97, I2S	16 ch	2	2	1	2	68	PF, PT

(Microchip, 2011)

Figura No.188. Características de la familia de sensores de los dsPIC30F

Device	Pins	Program Memory		SRAM Bytes	EEPROM Bytes	Timer 16-bit	Input Capture	Output Compare Std. PWM	A/D 12-bit 200 Ksp/s	UART	SPI™	I ² C™	I/O Pins (<Max.) ⁽¹⁾	Packages ⁽²⁾
		Bytes	Instructions											
dsPIC30F2011	18	12K	4K	1024	0	3	2	2	8 ch	1	1	1	12	SOG, PG
dsPIC30F3012	18	24K	8K	2048	1024	3	2	2	8 ch	1	1	1	12	SOG, PG
dsPIC30F2012	28	12K	4K	1024	0	3	2	2	10 ch	1	1	1	20	SOG, PG
dsPIC30F3013	28	24K	8K	2048	1024	3	2	2	10 ch	2	1	1	20	SOG, PG

(Microchip, 2011)

Figura No.189. Características de la familia de control de motores y conversión de potencia de los dsPIC30F

Device	Pins	Program Memory		SRAM Bytes	EEPROM Bytes	Timer 16-bit	Input Capture	Output Compare/ Std. PWM	Motor Control PWM	A/D 10-bit 1 Msps	Quad Enc.	UART	SPI™	I ² C™	CAN	I/O Pins (Max.) ⁽¹⁾	Packages ⁽²⁾
		Bytes	Instructions														
dsPIC30F2010	28	12K	4K	512	1024	3	4	2	6 ch	6 ch	1	1	1	1	—	20	SOG, PG, ML
dsPIC30F3010	28	24K	8K	1024	1024	5	4	2	6 ch	6 ch	1	1	1	1	—	20	SOG, PG
dsPIC30F4012	28	48K	16K	2048	1024	5	4	2	6 ch	6 ch	1	1	1	1	1	20	SOG, PG
dsPIC30F3011	40/44	24K	8K	1024	1024	5	4	4	6 ch	9 ch	1	2	1	1	—	30	PG, PT
dsPIC30F4011	40/44	48K	16K	2048	1024	5	4	4	6 ch	9 ch	1	2	1	1	1	30	PG, PT
dsPIC30F5015	64	66K	22K	2048	1024	5	4	4	8 ch	16 ch	1	1	2	1	1	52	PT
dsPIC30F6015	64	144K	48K	8192	4096	5	8	8	8 ch	16 ch	1	2	2	1	2	52	PT
dsPIC30F6010 ⁽³⁾ dsPIC30F6010A	80	144K	48K	8192	4096	5	8	8	8 ch	16 ch	1	2	2	1	2	68	PF, PT

(Microchip, 2011)

Los dsPIC30F tienen cuatro módulos de comunicación implementados, los cuales se dividen en:

- UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter)
- SPI (Serial Peripheral Interface)
- I²C (Inter-Integrated Circuit)
- CAN (Controller Area Network)

5. Códigos de detección de errores: algoritmo de cálculo de códigos de redundancia cíclica. La comprobación de redundancia cíclica es un código de detección de errores muy utilizado en sistemas y redes digitales para detectar errores en datos digitales, pero no para hacer las correcciones a los datos cuando dichos errores son detectados. Es utilizado principalmente en la transmisión de datos digitales.

En este tipo de código de detección de errores se calcula un cierto número de bits, llamados a veces residuo o *checksum*, los cuales son anexados a los datos digitales que se van a transmitir. Este residuo es el resultado de efectuar una división sintética entre los datos que se quieren transmitir (el mensaje) y un divisor de cierto grado (el polinomio). El algoritmo para el cálculo del residuo consiste en:

1. Obtener el mensaje que se quiere transmitir y a partir del cual se calculará el residuo.
2. Obtener el divisor para el cálculo del residuo.
3. Correr el mensaje n-bits a la izquierda (n siendo el grado del polinomio).
4. Alinear el divisor abajo del mensaje (el bit más significativo del mensaje debe estar arriba del bit más significativo del divisor).
5. Si el bit arriba del bit más significativo del divisor es 0, solo correr todo el divisor un bit hacia la derecha.
6. Si el bit arriba del bit más significativo del divisor es 1, se aplica una operación XOR entre los bits del divisor con cada uno de los bits arriba de los bits del divisor.
7. Correr todo el divisor un bit hacia la derecha.
8. Repetir los pasos del 5 al 7 hasta que todo el divisor se desplaza hasta el extremo

derecho del mensaje.

Figura No.190. Cálculo de un residuo utilizando el algoritmo del CRC

```

11010011101100 000 <--- input left shifted by 3 bits
 1011                <--- divisor
01100011101100 000 <--- result
  1011              <--- divisor ...
00111011101100 000
  1011
00010111101100 000
  1011
00000001101100 000
  1011
00000000110100 000
  1011
00000000011000 000
  1011
00000000001110 000
  1011
00000000000101 000
  101 1
-----
00000000000000 100 <---remainder (3 bits)

```

(Wikipedia, Cyclic Redundancy Check, 2012)

D. Delimitación e impacto del módulo

El desarrollo del Módulo de control maestro comprende la recepción y envío de información entre el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores y motores para obtener comandos de la computadora y datos de realimentación de los sensores para determinar y enviar el comando que debe ser enviado al siguiente módulo encargado de actuar sobre los diferentes motores utilizados que provocan los diferentes movimientos mecánicos de la silla de ruedas eléctrica.

Se utilizó una tabla con comandos codificados predefinidos que están relacionados con diferentes movimientos mecánicos que puede realizar la silla de ruedas eléctrica. Los movimientos mecánicos que se tomaron en cuenta para la elaboración de dicha tabla se pueden dividir para los motores dedicados a provocar movimiento lineal y

para los motores dedicados a provocar movimiento de los triángulos diseñados para que la silla de ruedas tenga la capacidad de subir gradas. Al igual que con los diferentes movimientos mecánicos, se utilizó una tabla con comandos predefinidos para identificar a los diferentes sensores utilizados en el Módulo de sensores y motores.

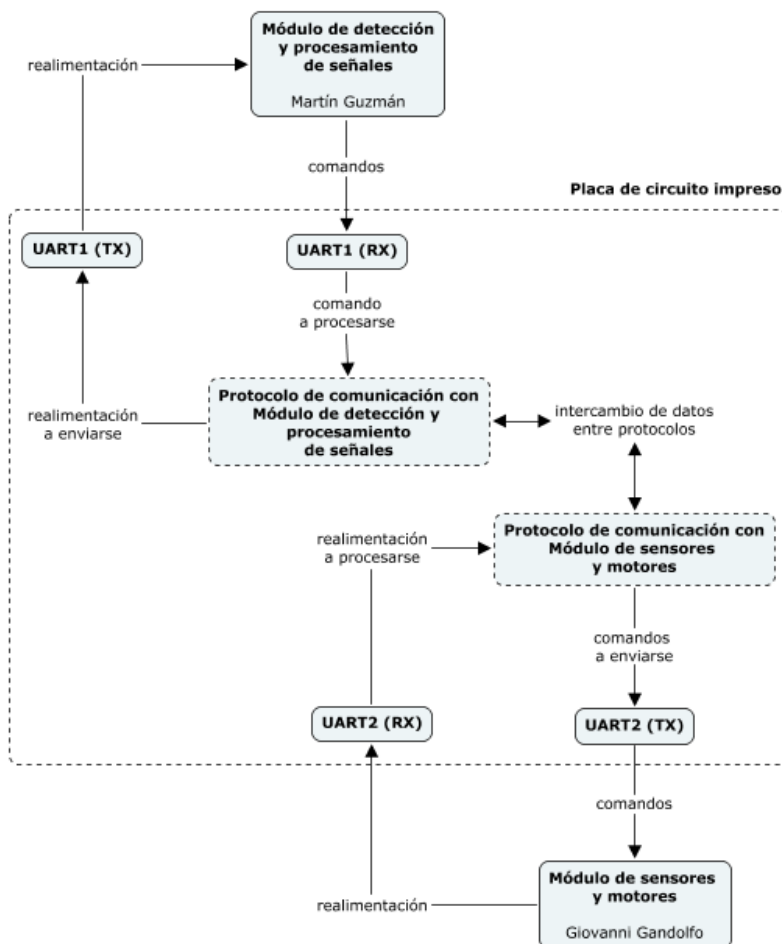
Dependiendo de la aplicación que se le dé a la silla de ruedas eléctrica, se puede ampliar el número de comandos codificados que pueden formar parte del Módulo de control maestro aumentando el número de sensores y elaborándose combinaciones más especializadas entre los diferentes motores para lograr una amplia gama de movimientos mecánicos en la silla de ruedas eléctrica.

La idea detrás de desarrollar este tipo de proyectos tecnológicos en Guatemala es proponer soluciones innovadoras, permitir que la sociedad de Guatemala se sienta cada vez atraída a desarrollar tecnología y mejorar el desarrollo socioeconómico del país. Lo anterior nos incentiva a ponernos retos interesantes que hacen que nosotros pongamos a prueba nuestros conocimientos adquiridos durante los cursos de la carrera, mejorando así nuestra experiencia de desarrollar y coordinar proyectos en grupo.

E. Metodología del módulo

A continuación se presenta la metodología utilizada para el desarrollo del presente módulo, el cual se dividió en dos etapas o submódulos: protocolo de comunicación con Módulo de detección y procesamiento de señales y protocolo de comunicación con Módulo de sensores y motores. Dichas etapas se pueden ver en orden lógico en el siguiente diagrama de bloques:

Figura No.191. Diagrama de bloques del Módulo de control maestro



Cabe destacar que las etapas se presentan en subcapítulos con el mismo orden lógico en el que se muestran en el anterior diagrama de bloques con el fin de hacer referencia al desarrollo completo del módulo tomando en cuenta las señales de entrada y señales de salida de cada etapa. Debido a la naturaleza de las etapas del módulo, se presenta un subcapítulo por protocolo de comunicación implementado en el presente módulo con el fin de detallar los comandos utilizados en la comunicación con los módulos conectados al Módulo de control maestro.

Como se puede observar en el diagrama de bloques del módulo (Figura No.191), primero se reciben comandos desde la computadora hacia el canal UART dedicado del microcontrolador que implementa el protocolo de comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales (Protocolo de comunicación con Módulo de detección y procesamiento de señales). Dichos comandos se relacionan con acciones

específicas a ejecutar en la silla de ruedas eléctrica. Dependiendo del tipo de comando recibido, el presente módulo envía información de realimentación a la computadora (por ejemplo, información de sensores, información de status, etc.).

De igual forma, se recibe realimentación de los sensores a través de un canal UART compartido entre todos los microcontroladores que forman parte del Módulo de sensores y motores. Dichos sensores se identifican en el presente módulo con comandos codificados implementados en el protocolo de comunicación con el Módulo de sensores y motores (Protocolo de comunicación con Módulo de sensores y motores).

Los comandos procesados en el protocolo de comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales se traducen a un comando especificado (intercambio de datos entre protocolos) en el protocolo de comunicación con el Módulo de sensores y motores dependiendo del comando recibido por el canal UART dedicado conectado a la computadora. Dichos comandos son transmitidos a los diferentes microcontroladores que forman parte del Módulo de sensores y motores a través del canal UART compartido, los cuales se encargan de los diferentes actuadores (motores) para lograr los movimientos mecánicos de la silla de ruedas eléctrica.

F. Protocolo de comunicación con Módulo de detección y procesamiento de señales

1. Diseño

a. Se definió la lista de comandos que enviará el Módulo de detección y procesamiento de señales de acuerdo a las acciones que puede ejecutar la silla de ruedas eléctrica.

b. Se definió la lista de sensores de los cuales se enviarán datos desde el presente módulo al Módulo de detección y procesamiento de señales.

c. Se estableció el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos que incluye el valor de un sensor:

- 1) El primer byte para identificar el comando y los dos bits más significativos del valor del sensor, usando el encabezado 00.

- 2) El segundo byte para los seis bits menos significativos del valor del sensor, usando el encabezado 01.

- 3) El tercer byte para el resultado del algoritmo para el cálculo del Código de Redundancia Cíclica (CRC), usando el encabezado 10.

d. Se estableció el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos que incluye el valor de status:

- 1) Un solo byte para identificar el status (OK/FAIL), el comando y el resultado del algoritmo para el cálculo del CRC.

e. Se obtuvo el procesador de señales digitales dsPIC30F4011 de la compañía Microchip.

f. Se obtuvo el circuito integrado MAX232 de la compañía para la comunicación serial entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales.

g. Se escribió la primera parte del programa del presente módulo en mikroC PRO for dsPIC que fuera capaz de:

- 1) Implementar una máquina de estados finitos para la correcta recepción de los tres bytes del protocolo de comunicación utilizando el módulo UART del microcontrolador.

- 2) Identificar y separar la información recibida en comandos, valor de los sensores y el CRC.

- 3) Computar el resultado del CRC.

- 4) Enviar los tres bytes del protocolo de comunicación cuando se quiera transmitir el valor de un sensor.

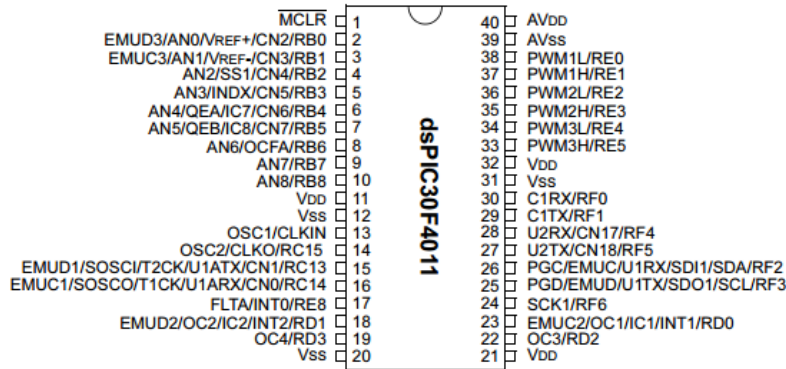
- 5) Enviar un byte del protocolo de comunicación se quiera transmitir un dato de status.

h. Se construyó en protoboard el circuito para el MAX232 y su respectiva conexión con el módulo UART del dsPIC30F4011.

i. Finalmente, se probó el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales.

2. **Resultados.** A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4011:

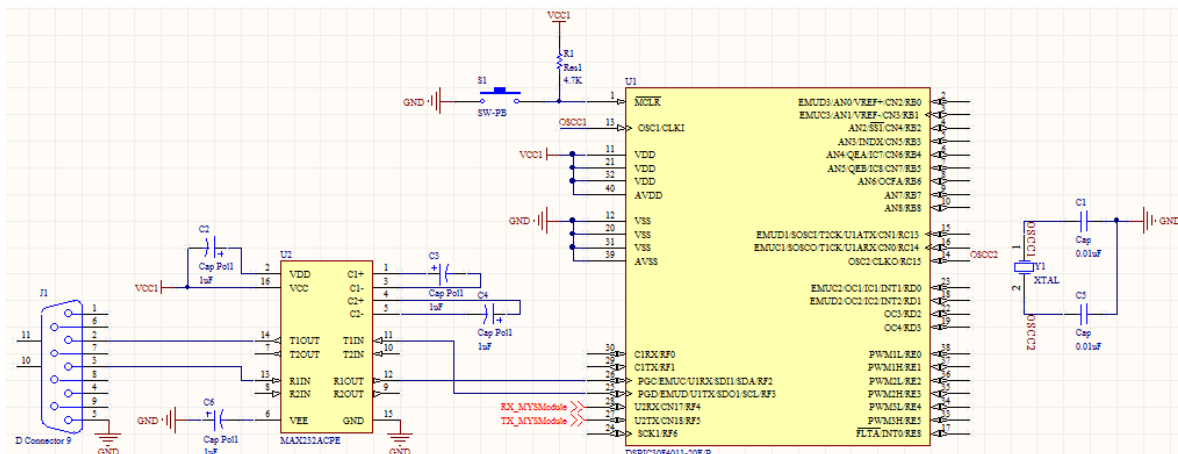
Figura No.192. Diagrama de los pines del procesador de señales digitales dsPIC30F4011



(Microchip, dsPIC30F4011/4012, 2005)

El diagrama que se muestra utiliza 5V (VCC1) como parte de su alimentación. A continuación se muestra el diagrama del circuito para la comunicación entre el presente módulo y el Módulo de detección y procesamiento de señales:

Figura No.193. Diagrama para la comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales



En el anterior diagrama se puede apreciar el uso del circuito integrado MAX232 para utilizar el protocolo de comunicación RS-232. El diagrama de este circuito integrado se puede encontrar en la Figura No.79.

A continuación se muestra una tabla que contiene la especificación del protocolo de comunicación para la transmisión de comandos que incluye el valor de un sensor:

Tabla No.20. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos con valor de un sensor

Protocolo de comunicación																							
Byte 1							Byte 2							Byte 3									
7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0
Header		Comando				Valor (MSB's)		Header		Valor (LSB's)					Header		CRC						

A continuación se muestra una tabla que contiene la especificación del protocolo de comunicación para la transmisión de comandos que incluye el valor de status:

Tabla No.21. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de detección y procesamiento de señales para la transmisión de comandos con valor de status

Protocolo de comunicación							
Byte 1							
7	6	5	4	3	2	1	0
Status		Comando			CRC		

A continuación se muestran la tabla con los comandos recibidos del Módulo de detección y procesamiento de señales:

Tabla No.22. Comandos enviados por el Módulo de detección y procesamiento de señales hacia el Módulo de control maestro

Comandos recibidos del Módulo de detección y procesamiento de señales	
Comando	Acción
0x01	Obtener valor ultrasónico 1
0x02	Obtener valor ultrasónico 2

Continuación Tabla No.22

Comandos recibidos del Módulo de detección y procesamiento de señales	
Comando	Acción
0x03	Obtener valor ultrasónico 3
0x04	Obtener valor ultrasónico 4
0x05	Obtener valor sensor luz
0x06	Girar izquierda (0°-90°)
0x07	Girar derecha (0°-90°)
0x08	Avanzar adelante (0cm-200cm)
0x09	Avanzar atrás (0cm-200cm)
0x0A	Inicializar

Una vez que el protocolo de comunicación y los comandos entre los módulos fueron definidos, se escribió un programa en mikroC para dsPIC utilizando el software mikroC PRO for dsPIC de la compañía Mikroelektronika previamente instalado. Este código es la primera parte del programa completo del Módulo de control maestro.

3. Discusión. La etapa de comunicación del presente módulo con el Módulo de detección y procesamiento de señales constituye una parte fundamental para que exista una realimentación adecuada de la información que proveen ciertos sensores y también para la recepción de la información sobre la acción que se quiere ejecutar en la silla de ruedas eléctrica.

El diseño se basó en el protocolo de comunicación RS-232 para lograr la transmisión de información entre los módulos. Debido a la cantidad de información que se necesitaba enviar entre los módulos, se escogieron las siguientes opciones:

- Enviar tres bytes cuando se incluyera el comando, el valor de un sensor y el código de redundancia cíclica.
- Enviar un byte cuando se incluyera un bit de status, el comando y el código de redundancia cíclica.

Al igual que con el Módulo de señal electromiográfica, se utilizó el circuito integrado MAX232 para lograr la comunicación utilizando protocolo de comunicación RS-232 entre una computadora y un microcontrolador, en este caso, el dsPIC30F4011. El módulo UART utilizado para dicha comunicación fue el UART1, ya que el UART2 fue utilizado para la comunicación con el Módulo de sensores y motores.

Una vez que todos los detalles del circuito y del protocolo de comunicación estuvieron establecidos, se prosiguió a escribir la primera parte del programa del Módulo de control maestro en mikroC para dsPIC que cumpliera con las siguientes características:

- El baudrate para la comunicación serial es 19200bps.
- Se habilita la interrupción del módulo UART1 para la comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales.
- Dependiendo del valor del comando, se habilitan banderas que identifican el comando que está siendo procesado.
- En la interrupción del módulo UART1 se efectúan los siguientes procesos:
 - Se obtiene el byte enviado y se guarda en una variable del tipo short:
 - Si el encabezado es 00 se extrae el comando y los dos bits más significativos del valor del sensor.
 - Si el encabezado es 01 se extraen los seis bits menos significativos del valor del sensor.
 - Si el encabezado es 10 se extrae el valor del CRC.
 - Se calcula el valor del CRC con el valor del comando y el valor del sensor extraídos del primer y segundo byte del protocolo de comunicación.
 - Se compara si el valor del CRC calculado es igual al valor del CRC enviado:
 - Si son iguales, el comando y el valor del sensor son válidos y se guardan en variables del tipo short.
 - Si no son iguales, se pide una retransmisión.

G. Protocolo de comunicación con Módulo de sensores y motores

1. Diseño

a. Se definió la lista de comandos que enviará el presente módulo al Módulo de sensores y motores de acuerdo a los comandos recibidos del Módulo de detección y procesamiento de señales.

b. Se definió un código de identificación para cada uno de los tres microcontroladores del Módulo de sensores y motores que estarán en comunicación con el presente módulo.

c. Se obtuvo el multiplexor doble 4:1 74LS153 para la recepción de información desde el Módulo de sensores y motores al presente módulo.

d. Se obtuvo del demultiplexor doble 1:4 74LS139 para la transmisión de información desde el presente módulo al Módulo de sensores y motores.

e. Se estableció el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de sensores y motores para el envío de comandos:

1) Un byte con el comando para el primer microcontrolador, utilizando el código de identificación 00 en el demultiplexor.

2) Un byte con el comando para segundo microcontrolador, utilizando el código de identificación 01 en el demultiplexor.

3) Un byte con el comando para el tercer microcontrolador, utilizando el código de identificación 10 en el demultiplexor.

f. Se estableció el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de sensores y motores para la recepción de los valores de los sensores:

1) Un byte con el valor del sensor del primer microcontrolador, utilizando el código de identificación 00 en el multiplexor.

2) Un byte con el valor del sensor del segundo microcontrolador, utilizando el código de identificación 01 en el multiplexor.

3) Un byte con el valor del sensor del tercer microcontrolador, utilizando el código de identificación 10 en el multiplexor.

g. Se utilizó el procesador de señales digitales dsPIC30F4011 de la

compañía Microchip obtenido en el anterior capítulo.

h. Se escribió la segunda parte del programa del presente módulo en mikroC PRO for dsPIC que fuera capaz de:

1) Enviar los comandos correspondientes al Módulo de sensores y motores utilizando el módulo UART del microcontrolador de acuerdo a los comandos recibidos del Módulo de detección y procesamiento de señales.

2) Identificar al sensor del cual se está recibiendo información de acuerdo al comando enviado al Módulo de sensores y motores.

3) Monitorear periódicamente el valor de los sensores conectados a cualquiera de los microcontroladores del Módulo de sensores y motores.

4) Enviar valores de los sensores ultrasónicos y el sensor de luz al Módulo de detección y procesamiento de señales.

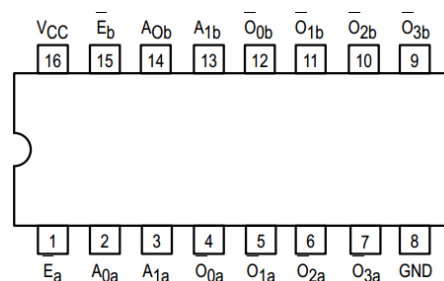
5) Enviar el byte de status de acuerdo a la finalización de un comando enviado por el Módulo de detección y procesamiento de señales.

i. Se construyó en protoboard el circuito para el demultiplexor 74LS139 y el multiplexor 74LS153 y su respectiva conexión con el módulo UART del dsPIC30F4011.

j. Finalmente, se probó el protocolo de comunicación entre el presente módulo y el Módulo de sensores y motores.

2. Resultados. A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del demultiplexor doble 4:1 74LS139:

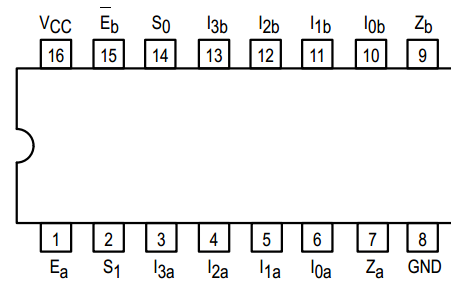
Figura No.194. Diagrama de pines del demultiplexor doble 1:4 74LS139



(Motorola, SN54/74LS139, 2011)

A continuación se muestra el diagrama con los diferentes pines del multiplexor doble 4:1 74LS153:

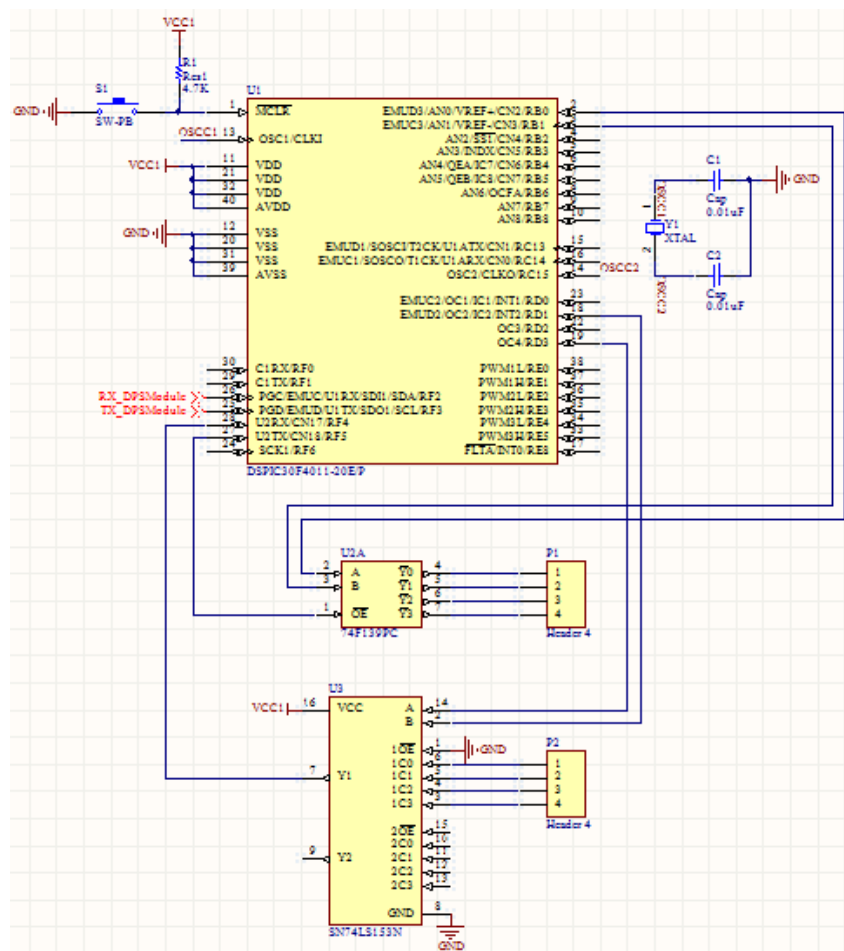
Figura No.195. Diagrama de pines del multiplexor doble 4:1 74LS153



(Motorola, SN54/74LS153, 2011)

El diagrama que se muestra utiliza 5V (VCC1) como parte de su alimentación. A continuación se muestra el diagrama del circuito para la comunicación entre los el presente módulo y el Módulo de sensores y motores:

Figura No.196. Diagrama para la comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de sensores y motores



En el anterior diagrama se puede apreciar el uso del dsPIC30F4011, el cual es compartido para la comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales y con el Módulo de sensores y motores. El diagrama de este circuito integrado se puede encontrar en la Figura No.192.

A continuación se muestra una tabla que contiene la especificación del protocolo de comunicación para la transmisión de comandos al Módulo de control maestro:

Tabla No.23. Protocolo de comunicación entre el Módulo de control maestro y el Módulo de sensores y motores

Protocolo de comunicación		
Código de identificación	Comando	Microcontrolador Módulo de sensores y motores
00	0xXX	1
01	0xXX	2
10	0xXX	3

A continuación se muestran las tablas con los comandos hacia los diferentes microcontroladores del Módulo de sensores y motores dependiendo del código de identificación:

Tabla No.24. Comandos para el Microcontrolador 1 (código de identificación 00) del Módulo de sensores y motores

Código de identificación 00 (Microcontrolador 1)	
Comando	Acción
0x01	Obtener valor ultrasónico 1
0x02	Obtener valor ultrasónico 2
0x03	Obtener valor ultrasónico 3
0x04	Obtener valor ultrasónico 4
0x05	Obtener valor compás
0x06	Obtener valor sensor luz

Tabla No.25. Comandos para el Microcontrolador 2 (código de identificación 01)
del Módulo de sensores y motores

Código de identificación 01 (Microcontrolador 2)	
Comando	Acción
0x01	Adelante motor BLDC 1
0x02	Atrás motor BLDC 1
0x03	Parar motor BLDC 1
0x04	Adelante motor BLDC 2
0x05	Atrás motor BLDC 2
0x06	Parar motor BLDC 2
0x07	Adelante motor BLDC 3
0x08	Atrás motor BLDC 3
0x09	Parar motor BLDC 3
0x0A	Adelante motor BLDC 4
0x0B	Atrás motor BLDC 4
0x0C	Parar motor BLDC 4
0x0D	Adelante motores BLDC (x4)
0x0E	Atrás motores BLDC (x4)
0x0F	Parar motores BLDC (x4)

Tabla No.26. Comandos para el Microcontrolador 3 (código de identificación 10)
del Módulo de sensores y motores

Código de identificación 10 (Microcontrolador 3)	
Comando	Acción
0x01	Adelante motor Parallax 1
0x02	Atrás motor Parallax 1
0x03	Parar motor Parallax 1
0x04	Adelante motor Parallax 2
0x05	Atrás motor Parallax 2
0x06	Parar motor Parallax 2
0x07	Adelante motor Parallax 3
0x08	Atrás motor Parallax 3

Continuación Tabla No.26

Código de identificación 10 (Microcontrolador 3)	
Comando	Acción
0x09	Parar motor Parallax 3
0x0A	Adelante motor Parallax 4
0x0B	Atrás motor Parallax 4
0x0C	Parar motor Parallax 4
0x0D	Adelante motores Parallax (x4)
0x0E	Atrás motores Parallax (x4)
0x0F	Parar motores Parallax (x4)
0x10	Girar izquierda
0x11	Girar derecha
0x12	Obtener valor encoder

Una vez que el protocolo de comunicación y los comandos entre los módulos fueron definidos, se escribió un programa en mikroC para dsPIC utilizando el software mikroC PRO for dsPIC de la compañía Mikroelektronika previamente instalado. Este código es la segunda parte del programa completo del Módulo de control maestro.

3. Discusión. La etapa de comunicación del presente módulo con el Módulo de sensores y motores constituye una parte fundamental para el correcto funcionamiento y desempeño de la silla de ruedas, ya que en esta parte se envían comandos para ejecutar una acción determinada y se obtiene información de los diferentes sensores acoplados a la silla de ruedas.

El diseño se basó en el número de microcontroladores del Módulo de sensores y motores que se comunican con el presente módulo utilizando el módulo UART de los microcontroladores. A continuación se enlistan los microcontroladores del Módulo de sensores y motores y sus diferentes sensores y motores acoplados a ellos:

- Microcontrolador 1 (PIC16F887):
 - Ultrasónico x4
 - Compás

- Sensor de luz
- Microcontrolador 2 (dsPIC30F4011)
 - Motor BLDC x4
 - Sensor láser
- Microcontrolador 3 (dsPIC30F4011)
 - Motor Parallax x4
 - Encoder

Debido a que existen tres microcontroladores que tienen que estar comunicados con el presente módulo, se utilizó un código de identificación por cada uno (véase Tabla No.24 a la Tabla No26).

El código de identificación se utiliza en el diseño del protocolo de comunicación para controlar al multiplexor 74LS153 y al demultiplexor 74LS139 y de esa forma conectar a un microcontrolador a la vez en el módulo UART del dsPIC30F4011. El demultiplexor se utiliza para comunicar el TX (UART2) del dsPIC30F4011 con los tres RX de los microcontroladores del Módulo de sensores y motores y el multiplexor se utiliza para comunicar los tres TX de los microcontroladores del Módulo de sensores y motores con el RX (UART2) del dsPIC30F4011. Una vez que todos los detalles del circuito y del protocolo de comunicación estuvieron establecidos, se prosiguió a escribir la segunda parte del programa del Módulo de control maestro en mikroC para dsPIC que cumpliera con las siguientes características:

- El baudrate para la comunicación serial es 19200bps.
- Se habilita la interrupción del módulo UART2 para la comunicación con el Módulo de sensores y motores.
- Se utilizan los pines RD1 y RD3 del dsPIC30F4011 para controlar al multiplexor 74LS153 y comunicar al microcontrolador correcto del Módulo de sensores y motores con el presente módulo.
- Se utilizan los pines RB0 y RB1 del dsPIC30F4011 para controlar al demultiplexor 74LS139 y comunicar al microcontrolador correcto del Módulo de sensores y motores con el presente módulo.
- Se envían los comandos al Módulo de sensores y motores con el valor predefinido

por las tablas Tabla No. 10 a la Tabla No. 12 dependiendo del comando recibido del Módulo de detección y procesamiento de señales.

- Se actualizan los valores de los sensores constantemente dependiendo de una variable contador que indica el siguiente sensor que debe de actualizarse.
- En caso de recibir un comando con valor, se compara el valor del sensor recibido del Módulo de sensores y motores con el valor recibido del Módulo de detección y procesamiento de señales.
- Se utiliza la interrupción del módulo UART2 para obtener el valor del sensor y actualizar su valor.

H. Circuito impreso

1. Diseño

a. Se utilizó el software de diseño y simulación de circuitos Altium Designer Summer 09 previamente instalado.

b. Se creó un nuevo proyecto PCB y se guardó en una carpeta.

c. Se creó un archivo esquemático (*Schematic*) y se guardó en la carpeta del proyecto PCB.

d. Se elaboró el esquemático del circuito del Módulo de control maestro.

e. Se utilizó la herramienta PCB Board Wizard para crear un archivo PCB con las siguientes especificaciones:

- 1) Unidades métricas del PCB: Imperial
- 2) Forma del PCB: Rectangular
- 3) Tamaño del PCB: 4000 mils x 4000 mils (10.2 cm x 10.2 cm)
- 4) *Via Style: Thruhole*
- 5) Tamaño de pista: 30 mils
- 6) Tamaño de via: 70 mils
- 7) Tamaño de agujero: 30 mils
- 8) *Clearance: 30 mils*

f. Se importaron los componentes del esquemático al archivo PCB

utilizando la opción *Import Changes From* del menú *Design*.

g. Se ordenaron los componentes del esquemático dentro del área designada para el circuito impreso utilizando la opción *Component Placement* del menú *Tools*.

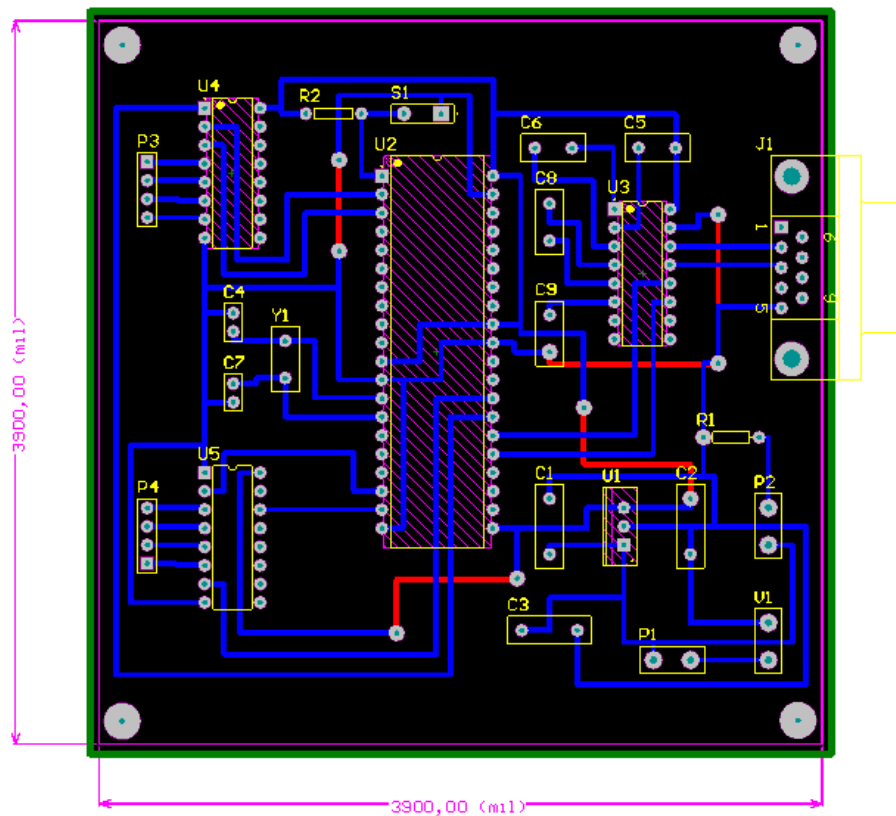
h. Se utilizó la opción *All* del menú *Auto Route* para hacer el ruteo de los componentes en la *Bottom Layer*. Para las pistas que no se incluyeron en el ruteo de la *Bottom Layer*, se hizo el ruteo en la *Top Layer*.

i. Se generaron los archivos de diseño del proyecto PCB utilizando la opción *Fabrication Outputs* del menú *File*:

- 1) *Gerber. Top Layer y Bottom Layer.*
- 2) *NC Drills.*

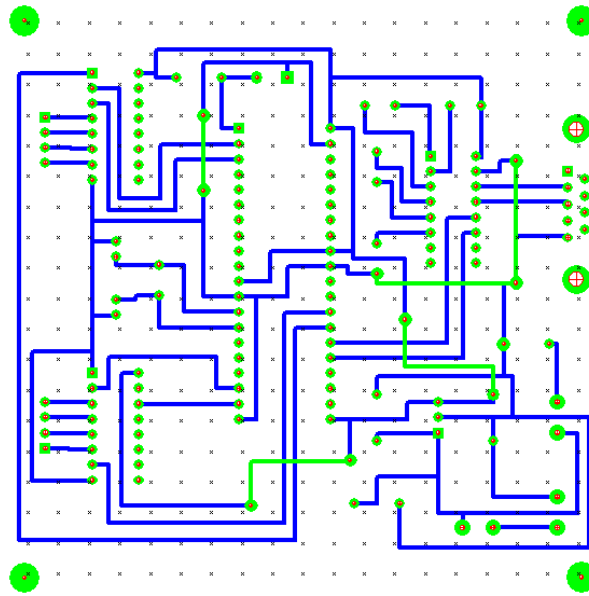
2. Resultados. A continuación se muestra el archivo PCB del proyecto:

Figura No.197. Archivo PCB del Módulo de control maestro



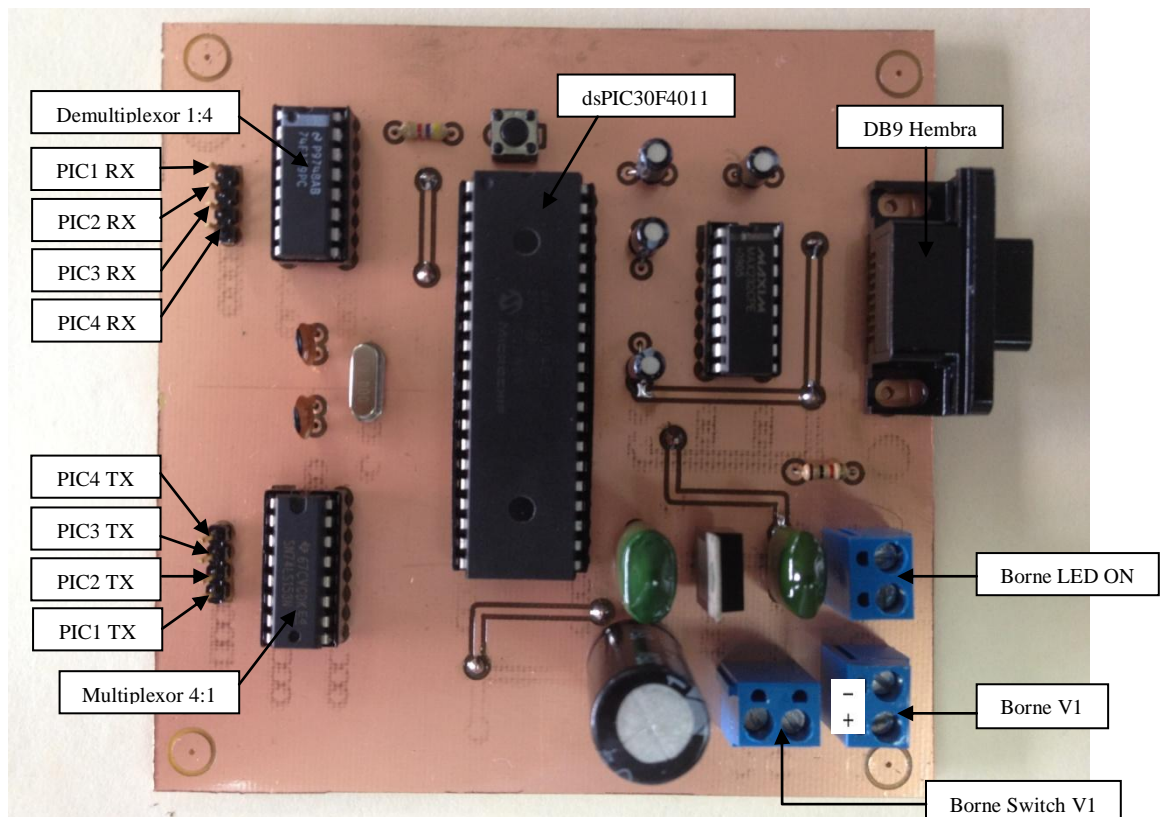
A continuación se muestran los archivos *Gerber y NC Drills* del proyecto:

Figura No.198. Archivos *Gerbery NC Drills* del Módulo de control maestro



A continuación se muestra el circuito impreso del Módulo de control maestro finalizado:

Figura No.199. Circuito impreso del Módulo de control maestro



El circuito impreso del Módulo de control maestro se caracteriza por los siguientes parámetros de consumo eléctrico:

- V1 nominal: 12V
- Corriente nominal (V1): 130 mA

3. Discusión. El diseño del circuito impreso del Módulo de control maestro representa la finalización del desarrollo y la integración del diseño en hardware necesario para la comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores y motores.

Entre los factores más importantes que determinaron este diseño fueron el tamaño del PCB, la agrupación de los diferentes componentes del circuito electrónico (circuito MAX232, multiplexor, demultiplexor, etc.) el número de capas del PCB y la estética del circuito. Las reglas de diseño utilizadas en el diseño del circuito impreso fueron establecidas de acuerdo a los parámetros mínimos requeridos por el Departamento de Ingeniería en Electrónica para el fresado de circuitos impresos.

Al igual que con el diseño del circuito impreso del Módulo de señal electromiográfica se utilizó el asistente de diseño de PCB's llamado PCB Board Wizard. El asistente PCB Board Wizard fue utilizado para la creación de un archivo PCB con las características deseadas: tamaño del PCB, uso de componentes *through-hole* y la asignación de las reglas de diseño mínimas (tamaño del *track*, tamaño del *drill*, tamaño del *pad* y *clearance*).

Una vez que las características deseadas fueron asignadas al archivo PCB, los componentes del esquemático fueron importados al espacio designado para el diseño del circuito impreso utilizando la opción *Import Changes From* del menú *Design*. Al importar los componentes del esquemático, *Altium Designer* utiliza los *footprints* de dichos componentes para identificarlos. Los *footprints* son dibujos que representan la forma física (distribución de pines, tamaño, etc.) que tienen los componentes electrónicos y se encuentran dentro de las diversas librerías de *footprint* que *Altium Designer* tiene instaladas. Algunos componentes electrónicos vienen con

footprints predefinidos, pero estos *footprints* se pueden cambiar por otros *footprints* dependiendo del componente electrónico y las necesidades que existan a la hora de diseñar el circuito impreso.

La distribución y colocación de los componentes electrónicos fue una tarea de gran importancia para determinar la funcionalidad y la estética del circuito impreso. Para lograrlo, se utilizó la opción *Component Placement* con la funcionalidad *Auto Placer*. Dentro del *Auto Placer* se seleccionó *Statistical Placer* con *Group Components*. Con lo anterior se logró agrupar los componentes por áreas específicas dentro del circuito impreso, lo que facilitó el proceso de ruteo de los mismos. Con respecto a las conexiones externas, se utilizaron bornes colocados en posiciones específicas dentro del circuito impreso: un borne triple para los electrodos de superficie y varios bornes dobles para la alimentación del circuito electrónico, interruptores y LED's indicadores.

Una vez que se tuvieron colocados los componentes electrónicos de la forma deseada, se prosiguió con la etapa de ruteo del circuito impreso. Para lograrlo, se utilizó la opción *All* del menú *Auto Route*. Primero se hizo el proceso de ruteo en la *Bottom Layer* (color azul), procurando que todos los circuitos integrados, bornes y el conector DB9 hembra quedaran ruteados en esta capa del circuito impreso. Una vez que se terminó el proceso de ruteo en la *Bottom Layer*, se continuó con el proceso de ruteo en la *Top Layer* (color rojo). Cabe destacar que la mayoría de las conexiones del proceso de ruteo se hicieron en la *Bottom Layer*.

Por último, se generaron los archivos de fabricación del circuito impreso: los archivos *Gerber* y el archivo *NC Drills*. Una vez que el circuito impreso fue fresado por el Departamento de Ingeniería en Electrónica, se soldaron todos los componentes electrónicos en la placa de cobre. Como protección del circuito impreso, se utilizó una laca dieléctrica en las dos capas de la placa de cobre.

I. Conclusiones del módulo

- Se desarrolló un circuito electrónico capaz de comunicar el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores y motores para el monitoreo de los diferentes sensores y el accionamiento de la silla de ruedas eléctrica de acuerdo al protocolo de comunicación establecido entre módulos.
- Se estableció la comunicación con el Módulo de detección y procesamiento de señales utilizando el módulo UART del procesador de señales digitales dsPIC30F4011 configurado con un baudrate de 19200 bps.
- Se implementó un protocolo de comunicación utilizando un código de detección de errores llamado Código de redundancia cíclica en conjunto con el Módulo de detección y procesamiento de señales, el cual permite dar validez a la trama de datos enviados por el dsPIC30F4011 hacia una computadora.
- Se elaboró un programa en el procesador de señales digitales dsPIC30F4011 capaz de manejar los protocolos de comunicación necesarios para la correcta comunicación entre el Módulo de detección y procesamiento de señales y el Módulo de sensores y motores.
- Se elaboraron tablas con comandos codificados para los diferentes protocolos de comunicación con el fin de identificar las acciones de los actuadores y los sensores que forman parte del Módulo de sensores y motores.

J. Recomendaciones del módulo

- Se recomienda cambiar o actualizar la tabla de comandos codificados que se encuentran implementados en los diferentes protocolos de comunicación a medida que se agreguen nuevos sensores y actuadores relacionados con comandos que puedan producir movimientos mecánicos en la silla de ruedas eléctrica.

- Se recomienda evaluar la posibilidad de utilizar otros módulos de comunicación implementados en la familia dsPIC30F para la transmisión y recepción de información entre los módulos conectados al Módulo de control maestro con el fin de convertirse en un módulo multiprotocolo.
- Se recomienda cambiar el esquema del protocolo de comunicación implementado por cada módulo conectado al Módulo de control maestro con fines de optimización y actualización de los protocolos o con fines de transmitir y recibir mayor o menor información en los campos de header, comandos, valores, etc.

IX. Módulo de sensores y motores

A. Introducción

Este módulo comprende la utilización de sensores y motores para el megaproyecto *Profectus*. El Módulo de sensores y motores trató en su etapa de investigación, temas como la selección y funcionamiento de los sensores y motores, la selección de los microcontroladores, la propuesta del diagrama de bloques del módulo y el relacionarse y experimentar con los protocolos de comunicación que tienen los sensores.

Profectus es la continuación del megaproyecto INNOVA. Este megaproyecto utilizó sensores ultrasónicos, encoders y acelerómetros, los cuales se escogieron también para la silla de ruedas de *Profectus*. Adicionalmente se decidió utilizar una brújula para conocer los grados al momento de girar la silla y el sensor láser Hokuyo para detectar obstáculos. Paralelamente se hizo una investigación de otros sensores ultrasónicos y de un giroscopio en caso los escogidos no funcionaran para *Profectus* como se deseaba. Además, se investigaron los motores a utilizar en el proyecto, tanto en el sistema Tri-Star, como los motores para su desplazamiento lineal y el desplazamiento del asiento de la silla de ruedas.

Se realizaron pruebas con el sensor láser Hokuyo, implementando un algoritmo de navegación para detectar obstáculos. Se implementaron dos acelerómetros para obtener información de la posición del usuario en los diferentes escenarios. Se utilizaron sensores ultrasónicos para conocer las dimensiones de las escaleras a subir. Se utilizó también la brújula para tener referencia de los ángulos al momento de girar la silla. Se determinaron los motores a utilizar para subir escaleras analizando diferentes escenarios. Se determinaron también los motores para el movimiento lineal de la silla analizando el sistema Tri-Star completo y por último se determinaron los motores para el mecanismo de rotación del asiento, mediante un análisis de fuerzas. Finalmente se realizó el control de estos motores para tener un movimiento completo de la silla de ruedas.

B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Determinar y controlar los motores de la silla de ruedas e implementar sensores para medir distancias, posición, obstáculos y movimiento para obtener una realimentación del entorno y de esta manera un mejor funcionamiento y control del sistema.

2. Objetivos específicos del módulo

- a. Hacer una investigación sobre cada sensor considerado para el proyecto para poder medir la inclinación del asiento, obtener la posición de los motores, medir objetos, conocer ángulos, detectar obstáculos y comunicarse con el sistema de control maestro.
- b. Seleccionar los motores a utilizar para el mecanismo Tri-Star.
- c. Reutilizar los motores Parallax de Megaproyectos anteriores para el mecanismo de movimiento del asiento y para la traslación lineal de la silla de ruedas.
- d. Implementar un algoritmo de navegación utilizando el sensor Hokuyo.
- e. Implementar una brújula capaz de detectar ángulos.
- f. Implementar los acelerómetros MMA7455 para conocer la inclinación del asiento de la silla de ruedas.
- g. Implementar los sensores ultrasónicos (PING))) para medir la profundidad y altura de las gradas.
- h. Implementar controladores de posición en los motores para conocer la distancia recorrida.
- i. Desarrollar programas para controlar los motores del movimiento lineal de la silla y para controlar los motores encargados del mecanismo Tri-Star para subir escaleras.

C. Marco teórico

Durante la primera fase del Megaproyecto, se hizo una investigación de los sensores que se podrían utilizar en *Profectus*. Algunos de estos son opciones de reemplazo en caso se encuentren problemas con los sensores implementados en el Megaproyecto "INNOVA". Se encontraron los siguientes sensores:

1. Sensores ultrasónicos

Figura No.200. DistanceMeter Mikroelektronika

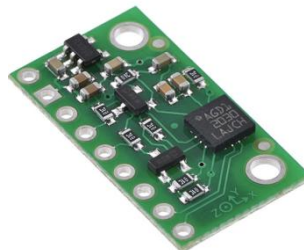


(Mikroelektronika, 2011)

DistanceMeter (Figura No.200) es un dispositivo que transmite señales ultrasónicas. El sensor envía una señal ultrasónica y mide el tiempo que tarda la señal en llegar a un obstáculo y volver al transmisor. Luego, recibe la señal y la trabaja con un convertidor A/D para obtener voltajes. Se requiere que la frecuencia de las señales este en un rango de 38 a 42KHz. (Mikroelektronika, 2011)

2. Giroscopio

Figura No.201. Giroscopio L3G4200D de 3 ejes

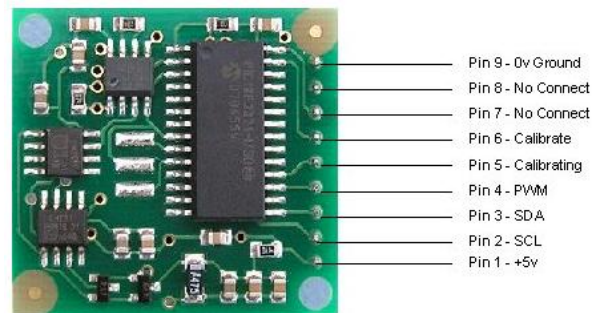


(Pololu Corporation, Pololu Robotics and Electronics, 2011)

Este giroscopio (Figura No.201), L3G4200D 3-Axis Gyro Carrier with Voltage Regulator, es capaz de medir el ángulo de rotación en los ejes (x), (y), y (z). La velocidad angular puede ser medida configurando un rango entre $\pm 250^\circ/\text{s}$, $\pm 500^\circ/\text{s}$, o $\pm 2000^\circ/\text{s}$ y se puede comunicar a través de una interfaz digital como I²C o SPI. Su voltaje de operación está en el rango de 2.5–5.5 V.(Pololu Corporation, Pololu Robotics and Electronics, 2011)

3. Brújula. Se comprendió que para que el algoritmo de navegación del Módulo de Navegación Mediante Visión por Computadora o simplemente para girar la silla, era necesaria la implementación de una brújula. Se realizó una investigación de una brújula que se adecuara a las necesidades del proyecto. El sensor CMPS03 es una brújula diseñada especialmente para la navegación en aplicaciones robóticas. Esta brújula utiliza el sensor de campos magnéticos Philips KMZ51, el cual tiene la sensibilidad de detectar los campos magnéticos de la tierra. El valor de dos campos magnéticos, montado a ángulos correctos uno con el otro, es utilizado para calcular la dirección de la componente horizontal del campo magnético de la tierra. (Electronics R. , 2007) En la Figura No.202 se muestra una imagen de la brújula:

Figura No.202. Brújula CMPS03



(Electronics R. , 2007)

Conexiones:

- Pin 1, +5v. La brújula requiere de 5V de alimentación a una corriente nominal de 25 mA.
- Pines 2 y 3 son los utilizados para la interface I²C.
- Pin 4 es el de la señal PWM, obteniendo un ancho de pulso que representa el ángulo medido. Este ancho de pulso varía desde 1mS (0°) a 36.99mS (359.9°).
- Pin 5 es utilizado para indicar una calibración en proceso. Se puede conectar un

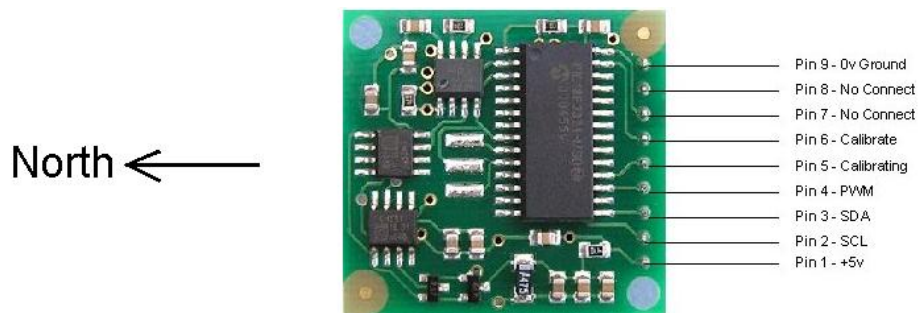
LED con su respectiva resistencia para indicarla.

- Pin 6 es utilizado para calibración de la brújula. La calibración se da por medio de I²C escribiendo (0xFF) en el registro de comando. Este pin puede dejarse desconectado.
- Pines 7 y 8 tienen resistencias pull-up integradas por lo tanto se dejan desconectados.
- Pin 9 es GND.

La brújula entonces se puede comunicar mediante un bus I2C, con sus respectivas resistencias en SCL y SDA o mediante un PWM con el Módulo de sensores y motores.

En el tema de calibración, el sensor ya contaba con una programada en su EEPROM. Adicionalmente esta calibración puede ser cambiada por medio de dos métodos. Antes de la calibración, es muy importante saber exactamente en qué direcciones está el norte, este, sur y oeste. Estos tienen que ser los polos magnéticos no los polos geográficos, por lo que se recomienda comprobar con un compás con aguja magnética. También es muy importante que la brújula este horizontal en todo momento, con sus componentes hacia arriba y con otros materiales magnéticos fuera del alcance del mismo para no alterar la lectura. (Electronics R. , 2007) En la Figura No.203 se muestra una imagen de la dirección norte de referencia del sensor:

Figura No.203. Dirección norte preestablecida de la brújula



(Electronics R. , 2007)

Métodos de calibración:

- Método I2C: Para calibrar el sensor mediante el bus I2C, se tiene solamente que

escribir el valor de 255 (0xff) al registro 15, una vez por cada puntos magnéticos, norte, este, Sur y oeste. Luego el valor 255 es automáticamente limpiado internamente después de que cada punto es calibrado. No hay un orden específico para calibrar los puntos, sin embargo los cuatro puntos deben de ser calibrados.

- Método por medio de un Pin 6: Para calibrar el brújula por medio de este pin, uno tiene que poner el pin en "low" y luego en "high" otra vez para cada uno de los 4 puntos de interés. Esto se puede lograr simplemente con un pushbutton conectado a GND y al pin 6. De igual manera, no hay un orden específico para calibrar los puntos, sin embargo los cuatro puntos deben de ser calibrados.

Cabe mencionar que la calibración tiene que ser realizada en exactamente 4 pasos.

4. Sensor láser Hokuyo. Se hizo una investigación sobre el láser Hokuyo, el cual se piensa utilizar para detectar obstáculos en el megaproyecto *Profectus*. Se encontró que el sensor URG-04LX-UG01 es un sensor láser para reconocimiento de áreas. La fuente de luz del sensor es un láser infrarrojo con longitud de onda de 785 nm y el área de detección es un semicírculo de 240 °. (Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012) En la Figura No.204 se muestra una imagen del sensor láser Hokuyo:

Figura No.204. Hokuyo URG-04LX-UG01



(Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

El sensor tiene las siguientes características (Figura No.205):

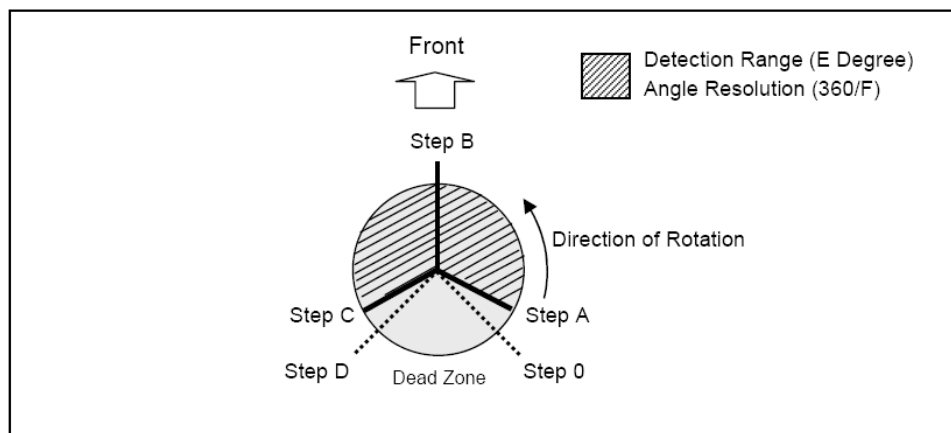
Figura No.205. Características estáticas y dinámicas del sensor

Product Name	Scanning Laser Range Finder
Model	URG-04LX-UG01
Light source	Semiconductor laser diode ($\lambda=785\text{nm}$), Laser safety Class 1 (IEC60825-1)
Power source	5V DC $\pm 5\%$ (USB buspower)
Current consumption	500mA or less (Rush current 800mA)
Detection distance	20mm ~ 4000mm
Accuracy	Distance 20mm ~ 1000mm : $\pm 30\text{mm}^*$ Distance 20mm ~ 4000mm : $\pm 3\%$ of measurement*
Resolution	1 mm
Scan Angle	240°
Angular Resolution	0.36°
Scan Time	100msec/scan
Interface	USB Version 2.0 FS mode (12Mbps)

(Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

Se investigó el funcionamiento básico y su forma de medición del sensor. En la Figura No.206 y Figura No.207 se muestran los parámetros de medición del sensor:

Figura No.206. Forma de medición



(Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

El punto A es donde el sensor empieza a detectar alguna medición y el punto C es donde la detección finaliza. En cambio el punto 0 y el D son el primer y último punto de medición. (Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

Figura No.207. Parámetros de medición

		URG-04LX
Step 0	First Measurement Point	0
Step A	Initial measurement Step of Detection Range	44
Step B	Sensor Front Step	384
Step C	End point of Detection Range	725
Step D	Last Measurement Point	768
E	Detection Range	239.77
F	Slit Division	1024

(Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

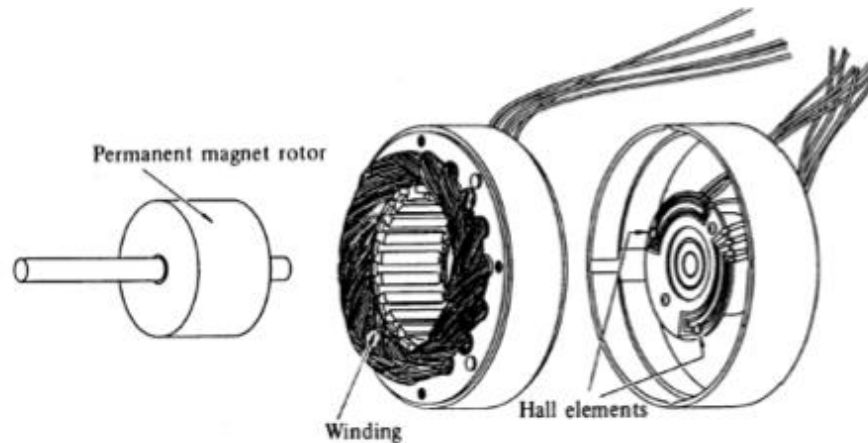
El punto B es el punto frontal del sensor láser y el rango de detección es de casi 240°. (Hokuyo Automatic Co., LTD, 2012)

Para el Megaproyecto *Profectus* se hizo una investigación de los motores que servirían para levantar toda la estructura del proyecto (sistema Tri-Star). Este análisis fue realizado por Pablo Oliva en el Módulo de potencia del proyecto. Los motores que se eligieron son motores DC sin escobillas.

5. Motores BLDC. Los motores DC con escobillas son altamente eficientes y tienen grandes características para hacerlos funcionar como servo-motores. Pese a esas ventajas, cuenta con un conmutador y con unas escobillas las cuales están sujetas al desgaste y por esta razón se hace necesario un mantenimiento sistemático.

La característica principal de los motores DC sin escobillas es que realiza la misma función de un motor DC normal pero remplazando el conmutador y escobillas por switches de estado sólido que funcionan con una lógica para la conmutación de los embobinados. Se puede concluir que la gran ventaja de los motores DC sin escobillas, es que no requieren de un mantenimiento periódico.

La construcción de motores DC sin escobillas modernos es muy similar a la de los motores AC. En la Figura No.208 se muestra un motor brushless:

Figura No.208. Motor DC brushless

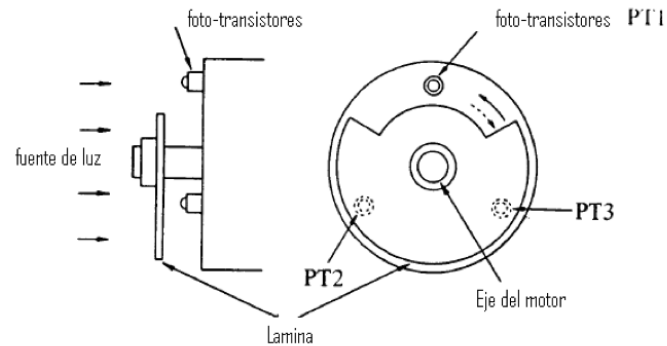
(C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez, 2005)

El rotor es un elemento magnético permanente, y el estator está formado por embobinados al igual que un motor AC de varias fases. La gran diferencia entre estos dos tipos de motores es la forma de detectar la posición del rotor, para poder saber cómo se encuentran los polos magnéticos y así generar la señal de control mediante switches electrónicos.

Este censado de la ubicación de los polos magnéticos en los motores DC sin escobillas normalmente se hace con sensores de efecto Hall, aunque existe modelos que utilizan sensores ópticos que funcionan de manera similar a los encoders.

Como ejemplo para explicar la lógica de funcionamiento de un motor DC sin escobillas, se utilizó un motor con un rotor (elemento magnético), tres embobinados en el estator y tres foto-transistores encargados de la detección de la posición del rotor.

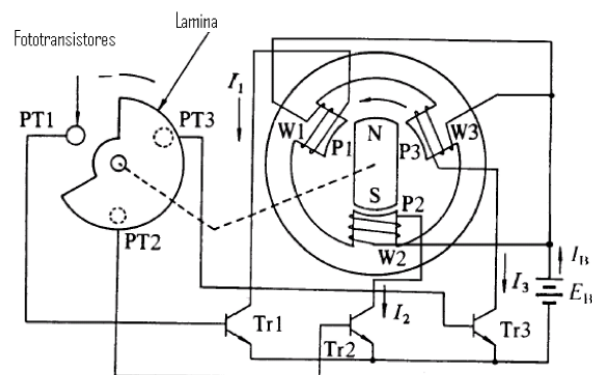
El rotor del motor se encuentra sujeto a una especie de lámina que va girando con este y que es el objeto que obstruye la luz a los foto-transistores, con lo que se obtiene los estados de los sensores, que determinan las variables de entrada a la lógica que realiza el movimiento.(C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez, 2005)

Figura No.209. Foto-transistores del motor

(C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez, 2005)

Por ejemplo, en la Figura No.209 se puede observar que mientras PT1 está recibiendo luz, PT2 y PT3 están tapados por la lámina, y de esta forma se sabe en qué posición se encuentra el rotor al momento de la toma de datos.

Una vez se conoce la posición del rotor, se comienza a seguir la lógica secuencial para moverlo a una velocidad determinada, esto se logra energizando las bobinas del estator en diferentes tiempos. Para alimentar los embobinados se usa un control, seguido de una etapa de salida compuesta por transistores, que cumplan con los requerimientos de velocidad y potencia, y se hace pasar corriente por las fases dependiendo de la posición del rotor, este esquema se observa a continuación en la Figura No.210:

Figura No.210. Funcionamiento de la bobina

(C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez, 2005)

Se observa que PT1 está prendido mientras que PT2 y PT3 se encuentran apagados, la lógica decide por cual embobinado hacer pasar corriente para que gire en uno u otro sentido. (C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez, 2005)

6. Comunicación. Se investigó más a detalle el funcionamiento de cada sensor, en especial su comunicación. La comunicación de cada sensor con el Módulo de sensores y motores es la siguiente:

- Encoder – UART (canal half-duplex)
- Giroscopio/acelerómetro – SPI/I2C
- Ultrasónicos PING))) – Pulso TTL pin (I/O)
- Brújula - I2C
- Láser Hokuyo - USB

Con base en esta investigación y a la comunicación que se deseaba tener con el Módulo de control del Megaproyecto, se seleccionaron varios microcontroladores. Se escogió un PIC's 16F887 para la red de sensores ultrasónicos, el sensor de luz proveniente del Módulo de navegación mediante visión por computadora y para la brújula. También se escogieron dos de los mismos PIC's para los acelerómetros y motores que controlarían el asiento de la silla de ruedas. Adicionalmente se escogieron dos DSPic30f4011, uno para el control de los motores del movimiento lineal de la silla y el encoder y otro para el mecanismo Tri-Star y el láser Hokuyo. Este sensor láser ya contaba con un programa realizado en un PIC24FJXXGB002 por Mario Búrbano, el cual convertía los datos provenientes del sensor para obtenerlos ya como una medida usual. Por lo tanto en el dsPIC para este sensor láser, se implementara el algoritmo de navegación más su comunicación con el Módulo de control maestro. Los diagramas de pines se pueden observar en la sección de Apéndice.

Estos microcontroladores cuentan con muchas características. Por ejemplo el 16F887 cuenta con muchos canales ADC y son capaces de comunicarse vía I2C, UART y SPI. El DSPic30f4011 cuenta con dos UART para una comunicación serial con los motores, así como también I2C y SPI y el PIC24FJXXGB002 cuenta con el protocolo USB, el cual es el que soporta el sensor láser Hokuyo.

Una vez ya establecidos los microcontroladores, se prosiguió a establecer un diagrama de bloques para el Módulo de sensores y motores del proyecto. Los microcontroladores entonces funcionarían como esclavos, que recibirían órdenes del microcontrolador maestro, el cual estaría en el Módulo de control maestro.

D. Delimitación e impacto del módulo

Este trabajo de graduación comprende en determinar e implementar los sensores y motores de una silla de ruedas a escala real, que pueda subir gradas de una forma controlada. El trabajo consiste en seleccionar, calcular y determinar los motores y sensores a utilizar, los cuales se ajusten mejor a los mecanismos de *Profectus*. Además se busca que los sensores del proyecto realimenten al sistema en cuanto a la posición del asiento para la comodidad y seguridad de la persona (mediante acelerómetros), a la posición de la silla y de los motores (mediante encoders y una brújula), a las mediciones de la altura y profundidad de la grada (mediante sensores ultrasónicos) y a detectar obstáculos (mediante el diseño de un algoritmo de navegación para el sensor Hokuyo) para que el sistema no colisione en su trayectoria.

En lo referente a las dimensiones de las gradas, se seleccionaron en base a un ángulo crítico para asegurar que gradas con menor ángulo no fueran un problema. En la Tabla No.27 se muestra una tabla con las especificaciones de las gradas escogidas:

Tabla No.27. Delimitación del tamaño de gradas (valores máximos).

Gradas	
Altura	200 mm
Profundidad	200 mm
Grados	45°

En relación al peso se determinó un peso máximo de 450 lb para la silla de ruedas a escala real.

El Módulo de sensores y motores no trata el diseño de sensores o motores, este módulo utilizará sensores y motores ya existentes en el mercado. Se analizó y comprendió el funcionamiento de cada uno de los sensores y motores para una correcta integración de los mismos. Este módulo es de suma importancia para el proyecto, ya que el sistema puede realimentarse y en base a esas interacciones con el exterior, tomar decisiones.

El eliminar el Módulo de sensores y motores del proyecto implicaría que el sistema no reaccionara con su entorno. La silla podría colisionar o no detectar obstáculos o gradas.

Los sensores son parte vital de cualquier sistema automático. Su implementación es necesaria en cualquier proyecto, en el cual se deseara que el sistema se relacionara con variables externas a él.

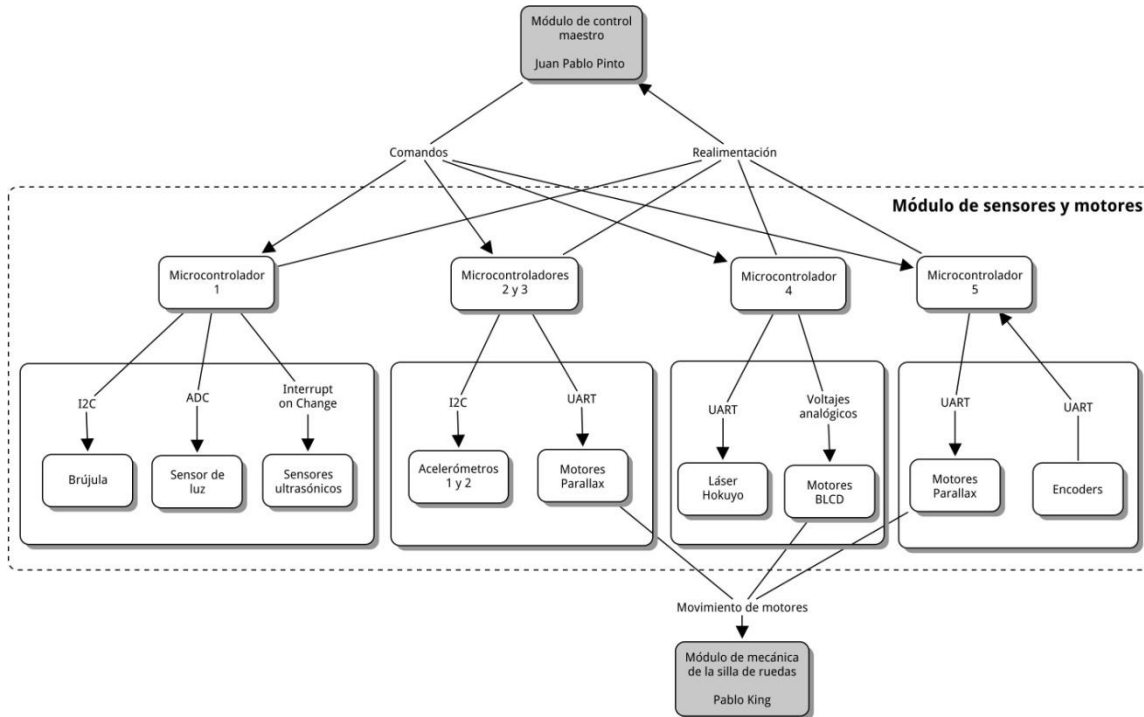
E. Metodología del módulo

El desarrollo del trabajo de graduación se divide en una serie de capítulos correspondientes a cada sección del diagrama de bloques del Módulo de sensores y motores. Estos capítulos tratan sobre la aplicación de los sensores ultrasónicos a la silla de ruedas, de los acelerómetros al asiento de la silla, del sensor láser para la detección de obstáculos, de la brújula para girar y sobre la selección y el control de motores para los tres mecanismos.

Cada capítulo incluye la metodología que se utilizó, los resultados y la discusión correspondiente. Esto ofrece una mayor claridad sobre lo realizado en cada parte del proyecto, mostrando con más detalle lo realizado en cada una de las áreas principales de la aplicación de los sensores y motores a la silla de ruedas. Es importante resaltar que todos los experimentos, pruebas y resultados realizados, están relacionados, mostrando el resultado final.

En la Figura No.211 se muestra el diagrama de bloques del Módulo de sensores y motores:

Figura No.211. Diagrama de bloques del Módulo de sensores y motores



F. Aplicación del láser Hokuyo

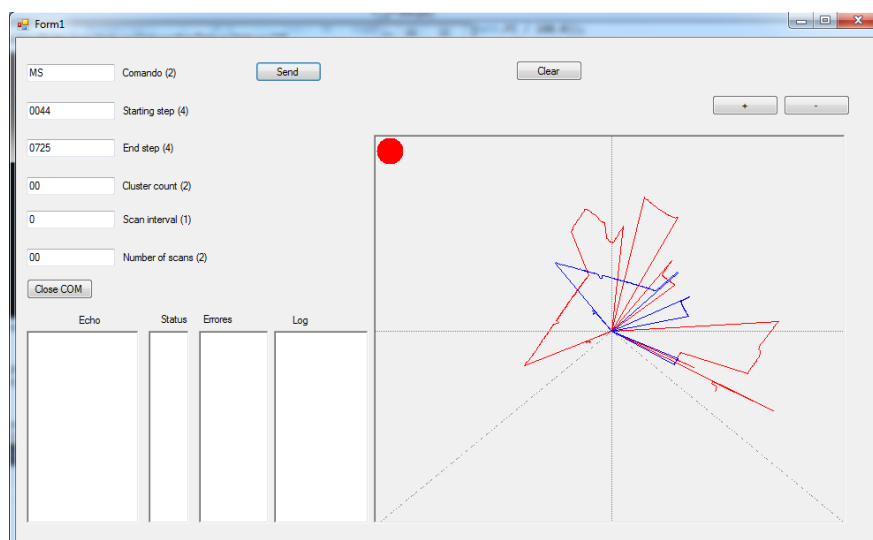
1. Diseño. Se investigó el sensor láser Hokuyo y se prosiguió a comprobar si éste sensor sería capaz de detectar obstáculos. Para adecuar el sensor láser a las necesidades del proyecto, primero se trabajó con el programa realizado por Mario Búrbano.

Se modificó el código para desplegar en el radar, la distancia de los objetos encontrados. Para esto se decidió recorrer una matriz poniendo condiciones y una distancia puntual deseada para visualizar en el radar los valores detectados en un rango deseado. Para ayudar al usuario a comprender el programa se puso un icono como referencia para demostrar había o no un objeto a esa distancia específica.

Como siguiente experimento para el sensor Hokuyo, se buscó analizar el área para la navegación de la silla, la cual es un área polar que depende del arco, del ángulo y del radio. Este análisis comprendía un problema de perspectiva, por lo tanto se abordó el problema considerando varios escenarios y limitaciones como el tamaño de la silla de ruedas a escala real. Se comprendió que una figura geométrica de un pentágono comprendía bien el área de navegación de la silla porque el área que se encuentra enfrente de la silla es constante en todo momento. Se realizaron cálculos trigonométricos para formar este pentágono en base a coordenadas y luego se modificó el código hecho por Mario Búrbano programándolo para representar la silla y el pentágono en el diagrama del radar. Luego como seguimiento al experimento anterior se realizaron comparaciones entre dos listas para ver si el área del pentágono intersectaba en algún momento con otra área próxima a la silla de ruedas.

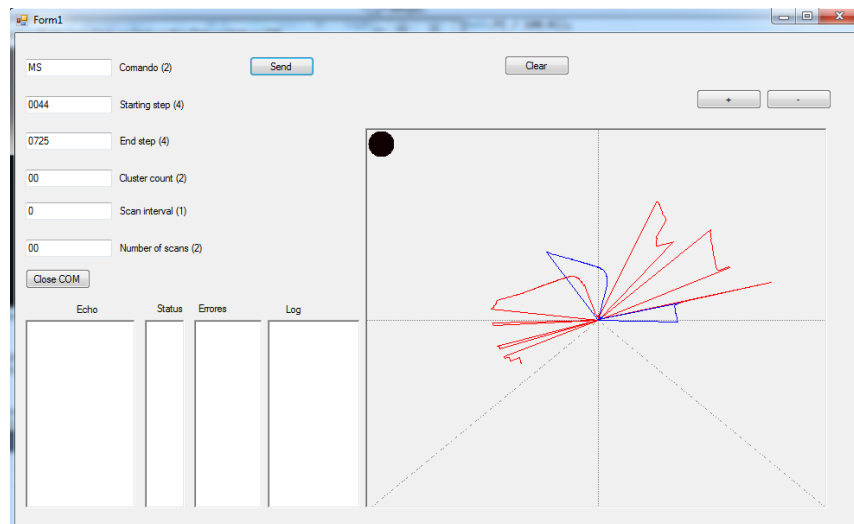
2. Resultados y discusión. Se trabajó con el sensor láser Hokuyo. Se hicieron diversas pruebas para familiarizarse con su funcionamiento. Luego se trabajó con el programa realizado por Mario Búrbano para modificarlo y adecuarlo a los intereses de este Megaproyecto. Se trabajó modificando el código para desplegar en el radar, la distancia de los objetos encontrados. Para esto se recorrió una matriz poniendo condiciones y una distancia puntual deseada para visualizar en el radar los valores detectados en un rango específico. En la Figura No.212 se muestra una imagen que representa los datos detectados (en azul) en un rango específico:

Figura No.212. Radar desplegando datos en azul de una distancia deseada

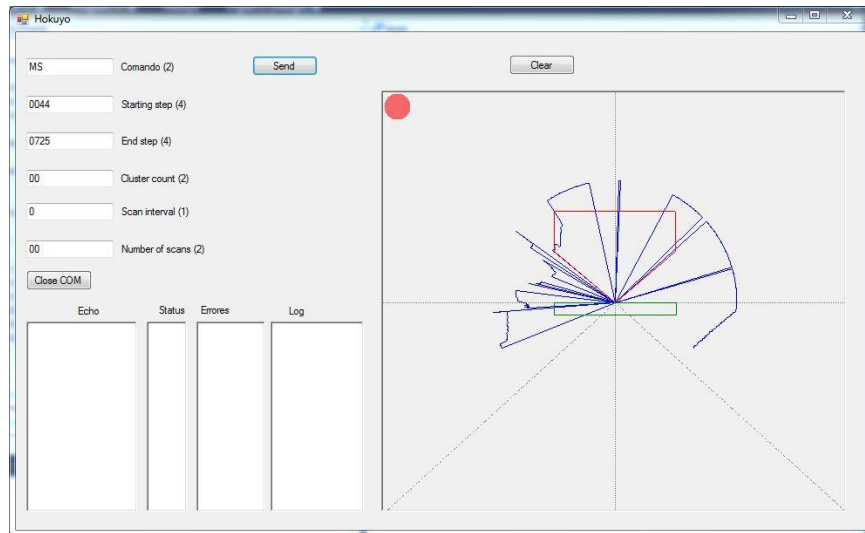
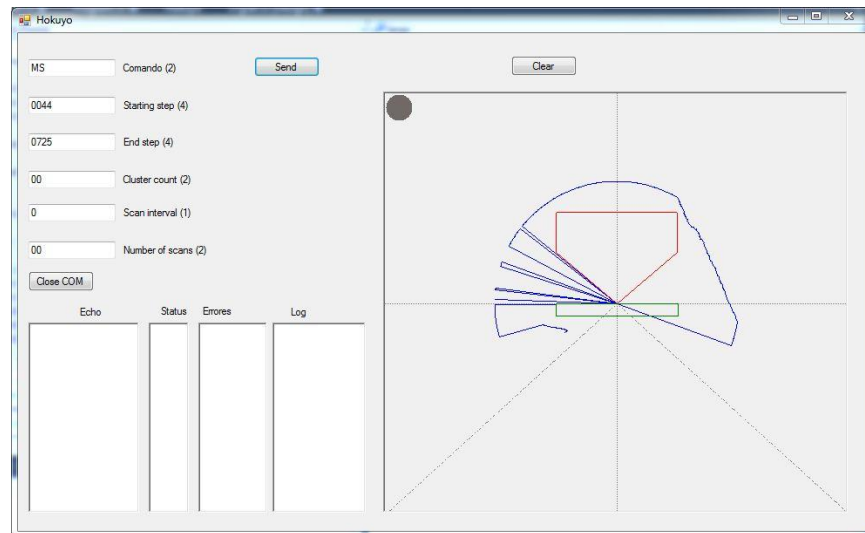


Luego se buscó poner un ícono como referencia para hacerle saber al usuario si había un objeto a esa distancia ingresada. El ícono se programó para visualizarse rojo si la mayoría de distancias detectadas por el giro del láser estaban dentro del rango establecido y negro de no ser así. En la Figura No.213 se muestra otra imagen con el ícono en negro:

Figura No.213. Radar ícono en la esquina superior izquierda representando la cantidad de objetos localizados en un rango específico



Se analizó el área para la navegación de la silla. Durante el análisis se comprendió que mientras más lejos uno estaba de un obstáculo, éste era más pequeño y así inversamente al contrario. De acuerdo a la perspectiva se decidió emplear un pentágono, el cual representa el área de análisis de la silla. Esta área está enfrente de la silla y es constante en todo momento. Según los cálculos trigonométricos, se tomaron distancias a sobrepasar el pentágono como obstáculos. Se representó la silla y el pentágono en el diagrama del radar y se hicieron comparaciones entre dos listas. Una lista correspondía al barrido completo del sensor, recorriendo las casillas de la matriz completa, mientras que la otra correspondía al pentágono, recorriendo las casillas de la matriz del pentágono para determinar si en algún momento estos datos se intersectaban. En la Figura No.214 y la Figura No.215 se muestra el radar con el pentágono intersectado y no intersectado:

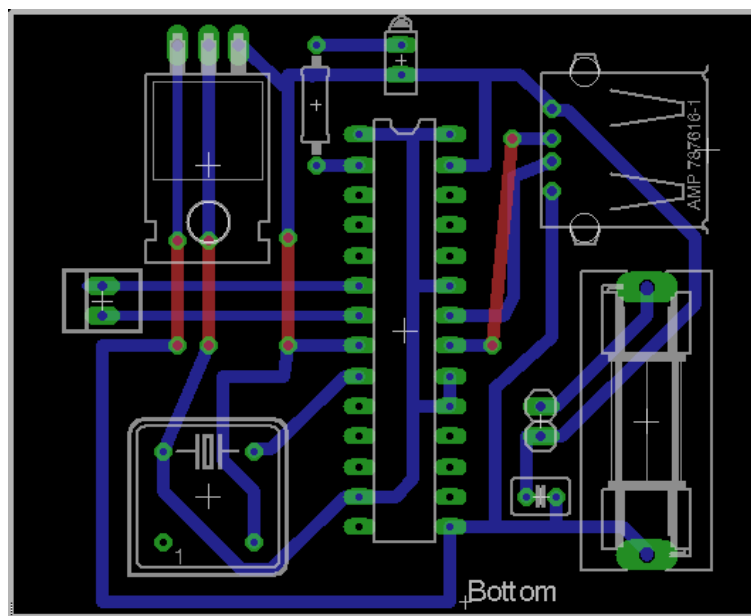
Figura No.214. Pentágono intersectado por obstáculos**Figura No.215.** Pentágono no intersectado por obstáculos

Se puede observar en la Figura No.214 que el pentágono es intersectado por algún obstáculo u objeto que el radar detecta en esa dirección. Se observa también el LED de color rojo en la parte superior izquierda del radar, el cual representa que hay intersección de datos entre las listas. En la Figura No.215 se observa que el pentágono no está en contacto con el radar y el LED está negro enfatizando este hecho. El objetivo del LED es para poder decirle en tiempo real al Módulo de control maestro (mediante una bandera) si la silla de ruedas puede continuar su movimiento o ésta debe detenerse.

Luego de las pruebas realizadas se comprobó que el sensor láser Hokuyo es capaz de detectar distancias a un rango específico y por lo tanto, mediante una aplicación de software, detectar obstáculos.

Por último se procedió a realizar la PCB del sensor. Se obtuvo la PCB del sensor láser Hokuyo. Esta se encontró en la tesis de Mario Búrbano, ya que el hizo una aplicación de este sensor. En la Figura No.216 se muestra una imagen de la PCB con los cambios realizados para *Profectus*.

Figura No.216. Diseño de la PCB del sensor láser Hokuyo



En la Tabla No.28 se muestra una lista de los materiales a comprar para poder replicar la placa del sensor láser:

Tabla No.28. Materiales para la PCB del sensor láser Hokuyo.

Cantidad	Descripción
1	Microcontrolador PIC24FJ64GB002 (SDIP-28pines)
1	Fusible de 1ª (tipo europeo-22.5mm)
1	Porta fusible
40	Headers hembra

Continuación Tabla No.28

Cantidad	Descripción
4	Headers macho
1	Capacitor 100 μ F (16 V)
1	Oscilador EC de 20 MHz
1	Receptáculo USB tipo Estándar-A para PCB
1	Led con una resistencia d 330 Ω (1/4 W)
1	Regulador de voltaje de 3.3V

Finalmente la PCB del sensor láser se muestra en la Figura No.217:

Figura No.217. PCB del sensor láser Hokuyo



G. Aplicación de la brújula

1. **Diseño.** Durante el desarrollo del proyecto, se observó que no se contaba con una referencia para girar la silla. Esta referencia es muy necesaria para poder dirigir los motores y para poder seguir la ruta que el Módulo de navegación mediante visión por computadora iba a generar. El conocer el ángulo entonces se convirtió en una necesidad de *Profectus* y por lo tanto se empleó la brújula CMPS03 investigada.

Para adecuar el sensor a las necesidades del proyecto, primero se trabajó en protoboard conectando 4 pines. Se decidió utilizar el protocolo I²C para escribir y recibir datos del sensor. Se realizó un programa con la siguiente lógica. Primero se inicializa el protocolo I²C y se escribe 0xC0 al sensor en su dirección para que el bit de lectura y escritura este en "low". Luego se escribe el registro del cual se busca leer. Después se reinicia el protocolo I2C y se le escribe 0xC1 al sensor en su dirección para que el bit de lectura y escritura este en "high". En este momento ya se pudo obtener lectura del mismo y se procedió a desplegar los datos en una LCD.

2. Resultados y discusión. Se trabajó con la brújula y se hicieron pruebas para familiarizarse con su funcionamiento. Este sensor tiene la opción para seleccionar varios registros a escribir. En la Figura No.218 se muestran los registros disponibles de la brújula:

Figura No.218. Registros de escritura de la brújula

Register	Function
0	Software Revision Number
1	Compass Bearing as a byte, i.e. 0-255 for a full circle
2,3	Compass Bearing as a word, i.e. 0-3599 for a full circle, representing 0-359.9 degrees.
4,5	Internal Test - Sensor1 difference signal - 16 bit signed word
6,7	Internal Test - Sensor2 difference signal - 16 bit signed word
8,9	Internal Test - Calibration value 1 - 16 bit signed word
10,11	Internal Test - Calibration value 2 - 16 bit signed word
12	Unused - Read as Zero
13	Unused - Read as Zero
14	Unused - Read as Undefined
15	Calibrate Command - Write 255 to perform calibration step. See text.

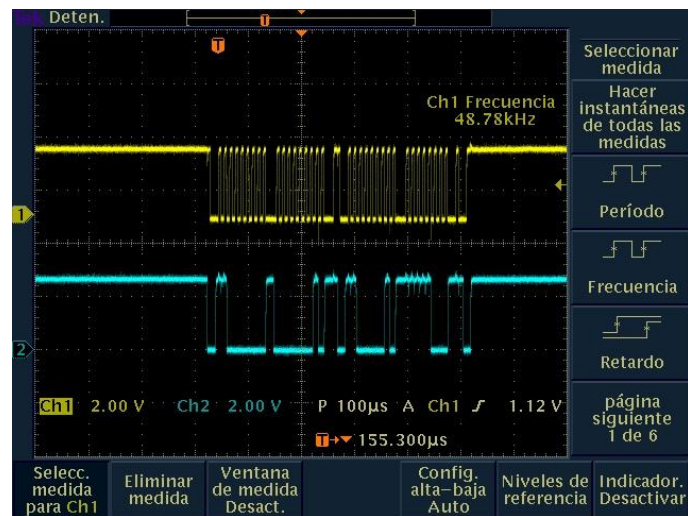
(Electronics R. , 2007)

Se utilizó el registro 1 para obtener una lectura de la brújula de 0 a 255. Esto requería solo de un byte. En el caso que se quisiera obtener valores entre 0 y 360 grados se utilizaría los registros 2 y 3. Esto implicaría el uso de dos bytes, primero se obtendría la parte alta, esta misma se debe de correr 8 posiciones y luego se obtendría la parte baja. (Electronics R. , 2007)

Con respecto a su calibración, a *Profectus* le interesa solo el diferencial de ángulo que este sensor proporciona al girar, por lo tanto se mantuvo la calibración que éste tenía.

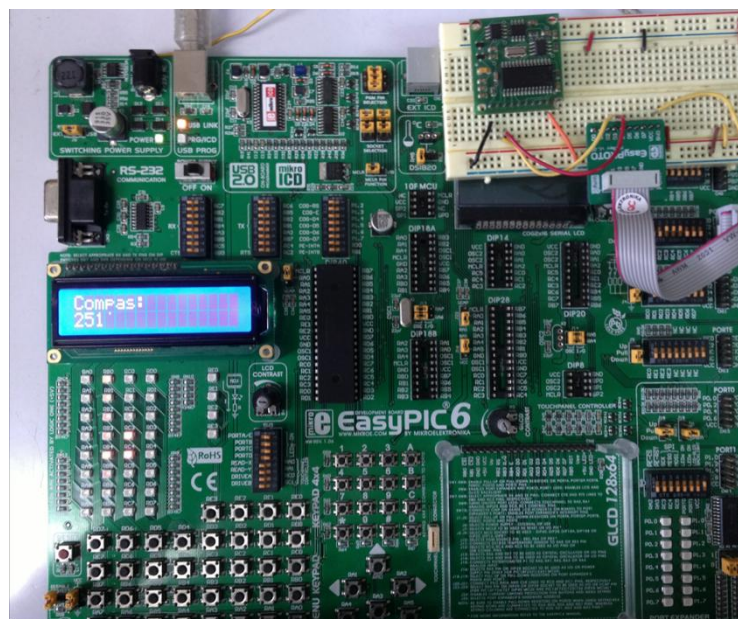
La interface I²C no cuenta con resistencias pull-up integradas, por lo que proporcionaron físicamente en el bus. Se colocaron resistencias de 4.7k en la línea SCL y SDA. Luego se logró verificar el funcionamiento de la brújula mediante el osciloscopio. En la Figura No.219 se muestra una el reloj (amarillo) y el dato (azul) del I²C:

Figura No.219. Reloj y dato de la brújula protocolo I²C



Por último se programó la LCD para desplegar los valores del registro 1 (0-255). En la Figura No.220 se muestra una imagen de la lectura a través de la LCD:

Figura No.220. Lectura de la brújula a través de la LCD



Luego de las pruebas realizadas se comprobó que con la brújula CMPS03 se es capaz de conocer ángulos y por lo tanto, mediante una aplicación de software, ser aplicado a *Profectus*.

Este sensor, fue colocado en la misma PCB que los sensores ultrasónicos y del pin analógico del sensor de luz proveniente del Módulo de navegación mediante visión por computadora ya que estos sensores comparten el mismo microcontrolador para su programación.

H. Aplicación del acelerómetro Parallax

1. Diseño. Se investigó el acelerómetro MMA7455 de Parallax y se prosiguió a comprobar si éste sensor sería capaz de detectar inclinaciones para poder utilizarlo en el asiento de la silla de ruedas. Para adecuar el acelerómetro Parallax a las necesidades del proyecto, se decidió saber la inclinación del asiento de la silla en todo momento. Esto ayudaría a que la persona estuviera siempre en la posición óptima y cómoda para los movimientos que la silla de ruedas realizaría. Para esto se decidió utilizar dos acelerómetros, uno para el mecanismo de cuatro barras, el cual indicaría la altura y posición del asiento y otro en el asiento mismo, el cual indicaría el ángulo al cual ésta para que la persona este reclinada en la posición deseada. Se trabajó con una pantalla LCD para desplegar la aceleración en los diferentes ejes. Luego se aplicaron los offsets correspondientes a los acelerómetros dependiendo de lo que se buscaba medir. Finalmente se conectaron con dos motores Parallax para tener el movimiento corrector de posición del asiento de la silla de ruedas.

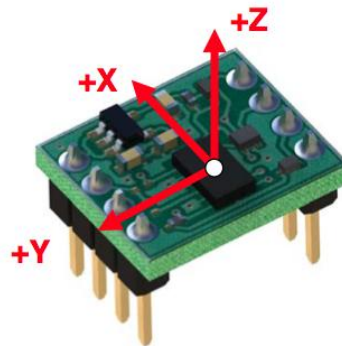
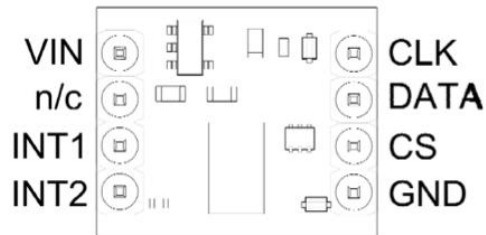
2. Resultados y discusión. El sensor MMA7455 tiene la opción para seleccionar su sensibilidad. Este es capaz de censar 2g, 4g y 8g. En el mecanismo del asiento de la silla de ruedas, se busca medir en referencia a la gravedad, por lo que en modo 1g es suficiente. En la Figura No.221 se muestra una tabla con los rangos de sensibilidad del sensor:

Figura No.221. Rangos de sensibilidad del sensor MMA7455

Sensitivity range	Acceleration	Output Value (hex/decimal)	
±2g	-2g	\$81	-127
	-1g	\$C1	-63
	0g	\$00	0
	+1g	\$3F	63
	+2g	\$7F	127
±4g	-4g	\$81	-127
	-1g	\$E1	-31
	0g	\$00	0
	+1g	\$1F	31
	+4g	\$7F	127
±8g	-8g	\$81	-127
	-1g	\$F1	-15
	0g	\$00	0
	+1g	\$0F	15
	+8g	\$7F	127

(Parallax, 2012)

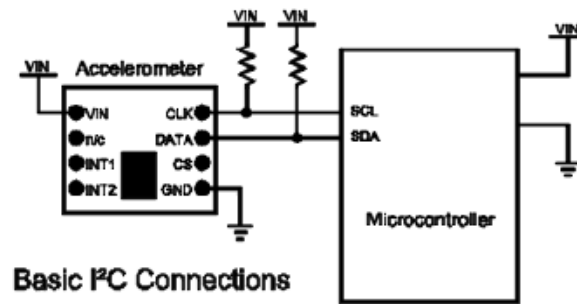
Anteriormente, INNOVA tuvo problemas de funcionamiento y conexión con el acelerómetro por lo que es de suma importancia comprender cada detalle de su funcionamiento.(Parallax, 2012)En la Figura No.222se muestra una imagen de la orientación de los ejes del sensor y sus pines:

Figura No.222. Descripción de los pines del sensor y los ejes**Package and Pin Descriptions**

(Parallax, 2012)

Este sensor puede comunicarse vía SPI o I²C. Por las características del proyecto y la poca distancia que habría entre los microcontroladores y el sensor, se decidió utilizar el protocolo I²C. (Parallax, 2012) En la Figura No.223se muestra una la configuración que tendría el sensor con el microcontrolador en una red I²C.

Figura No.223. Conexión I²C del acelerómetro

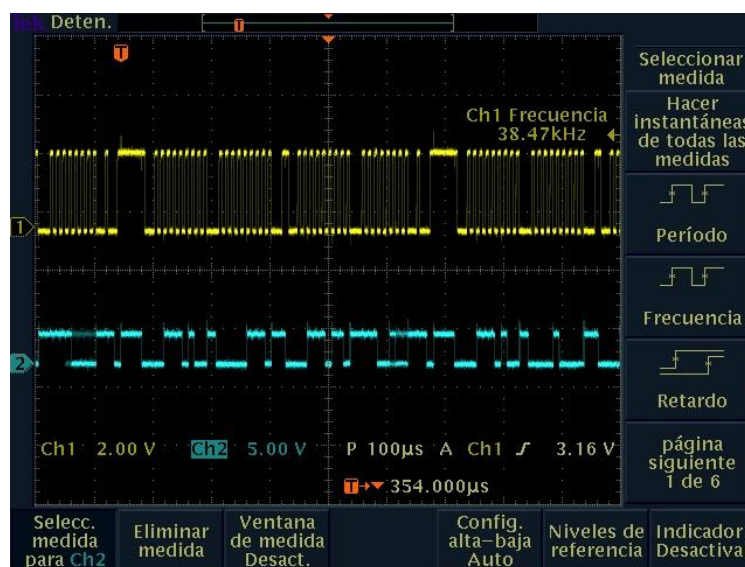


(Parallax, 2012)

El voltaje del sensor sería el mismo que el voltaje del microcontrolador. Además se colocarían dos resistencias de 4.7k a voltaje (VCC) funcionando como “pull up resistors”, los cuales son necesarios para la comunicación I²C. Cabe mencionar que para obtener una lectura del acelerómetro se le aplicó como máximo un voltaje de 3.6V al acelerómetro ya que de lo contrario éste no respondía a los comandos de escritura y lectura.

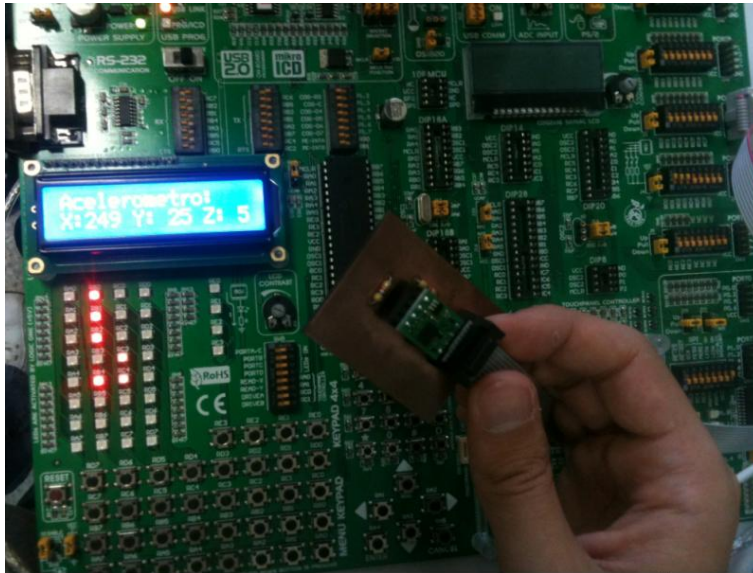
Una vez habiendo configurado el acelerómetro se procedió a analizar las señales de reloj y de datos que este compartía con el microcontrolador. En la Figura No.224 se muestran estas señales:

Figura No.224. Canal 1 (amarillo) señal del reloj y canal 2 (azul) señal de datos



Se utilizó una LCD para desplegar los datos del acelerómetro en uso para poder analizar los valores de referencia que éste tiene. En la Figura No.225 se muestra una imagen de la lectura en la LCD:

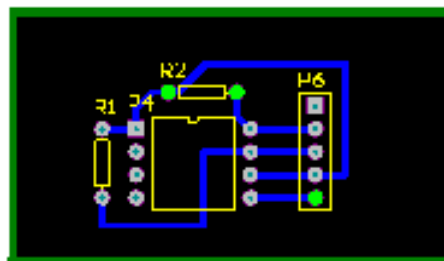
Figura No.225. Lectura del acelerómetro MMA7455 a través de una LCD



Luego de las pruebas realizadas se comprobó que con el acelerómetro MMA7455 se es capaz de medir inclinaciones y por lo tanto, mediante una aplicación de software, ser aplicado a *Profectus*.

Por último se procedió a fabricar la PCB de los acelerómetros. Se obtuvo la PCB, la cual fue proporcionada por uno de los integrantes de INNOVA, Álvaro Martínez. En la Figura No.226 se muestra una imagen de la PCB del acelerómetro:

Figura No.226. Diseño de la PCB del acelerómetro



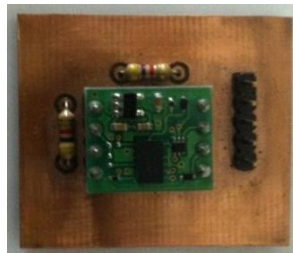
(Martínez, 2011)

A continuación en la Tabla No.29, se presenta una lista de los materiales a comprar para poder replicar la placa del sensor láser:

Tabla No.29. Materiales para la PCB del acelerómetro.

Cantidad	Descripción
1	MMA7455 3-Axis Accelerometer Module (#28526)
2	Resistencias de 4.7 k Ω
1	Un bus de datos gris
	Conectores para los extremos del bus de datos
8	Pines hembra
4	Pines macho

Figura No.227. PCB del acelerómetro



I. Aplicación del sensor ultrasónico PING)))

1. **Diseño.** En un principio, se había decidido eliminar el uso de estos sensores ultrasónicos ya que se tenía el sensor láser Hokuyo en su lugar. El sensor láser proporcionaba una medición mucho más precisa para detectar obstáculos ya que su resolución era bastante pequeña. Luego se encontró que este sensor, aparte de detectar obstáculos, proporcionaba una dificultad considerable, por su localización en la silla, a la hora de medir la profundidad y altura de las gradas a subir. Por lo tanto se decidió investigar los sensores ultrasónicos Parallax PING))).

Se investigó el sensor ultrasónico (PING))) de Parallax y se prosiguió a comprobar si éste sensor sería capaz de medir objetos de interés como lo son la altura y profundidad de las gradas. Para adecuar este sensor a las necesidades del proyecto, se procedió a realizar un programa para corroborara qué distanciase encontraban diversos objetos en todo momento.

Luego en el Módulo de mecánica se diseñó un brazo muy pequeño en la parte frontal de la silla, el cual iba a salir de ella realizando un movimiento perpendicular al momento de buscar las mediciones de las gradas. Sobre ese brazo se colocaron dos sensores ultrasónicos, uno para medir la profundidad y otro para medir la altura de la grada. Además se colocaron otros dos sensores ultrasónicos en la parte frontal de la silla para asegurarse de que la silla de ruedas estuviera lo más recto posible a las gradas.

2. Resultados y discusión. Los sensores ultrasónicos tienen como función principal la detección de objetos a una determinada distancia, por medio de la generación y reflexión de una señal mecánica (ultrasónica).

Figura No.228. Sensor de distancia ultrasónico (PING)))



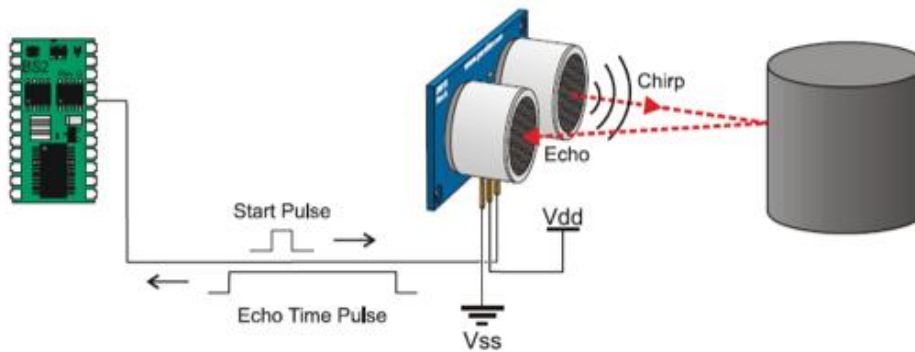
(Parallax, 2012)

Este sensor de la familia Parallax (Figura No.228), provee mediciones precisas de distancia de alrededor de 2 cm a 3 metros. Es bastante sencillo, ya que presenta únicamente un pin de entrada/salida para su utilización, además de su debida alimentación.

El funcionamiento básico del sensor se puede observar en la Figura No.229, el cual se basa en transmitir una señal ultrasónica y devolver un pulso con un ancho determinado que corresponde al tiempo requerido para que dicha señal haga un “eco” y

regrese al sensor. Con el ancho del pulso obtenido es posible calcular la distancia entre el sensor y el objeto de forma sencilla.

Figura No.229. Funcionamiento básico del sensor ultrasónico (PING))

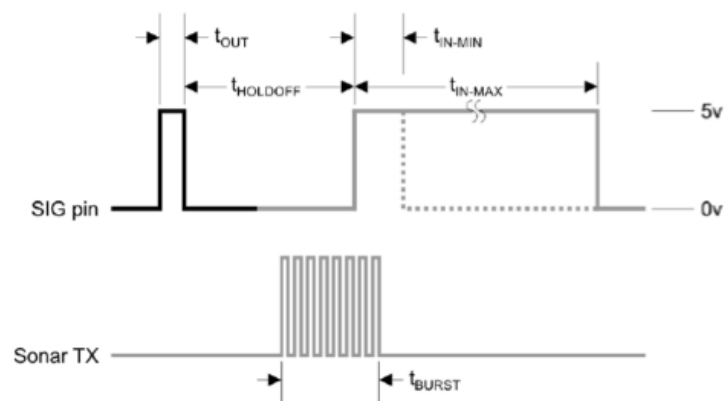


(Parallax, 2012)

Se requiere de un pulso de entrada positivo de 2 a 5 s para que inicie con el envío de la señal ultrasónica a una frecuencia de 40 kHz. El pulso de salida o de eco es positivo con una duración mínima de 115 s y máxima de 18.5 ms.

En la Figura No.230 se puede observar un diagrama de los pulsos, el cual indica el tiempo del pulso de entrada, un tiempo de espera (t_{HOLDOFF}) de 750 μ s, y el tiempo del pulso de salida. Además, se muestra la ráfaga de pulsos de ultrasonido que el sensor envía, la cual tiene un tiempo de 200 s. (Parallax, 2012)

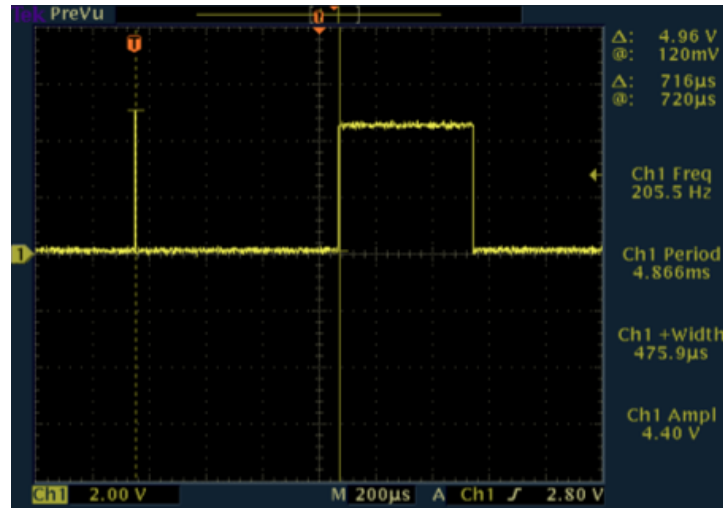
Figura No.230. Diagrama de pulsos del sensor ultrasónico (PING))



(Parallax, 2012)

En la Figura No.231 se muestra un pulso de entrada y su pulso de salida de un sensor ultrasónico operando:

Figura No.231. Pulso de entrada de 3 s y pulso de salida de 475.9 s



Se procedió realizando un programa para medir distancias en centenas, decenas y unidades para un sensor. Luego se hicieron pruebas para corroborar los datos obtenidos de la medición mediante una terminal serial desde la computadora a través del microcontrolador y mediante una regla midiendo desde el sensor hasta el punto de referencia. En las Figura No.232 y Figura No.233 se muestran una las mediciones obtenidas con una regla y con la hiperterminal:

Figura No.232. Medición del sensor ultrasónico a 14 cm de distancia con regla

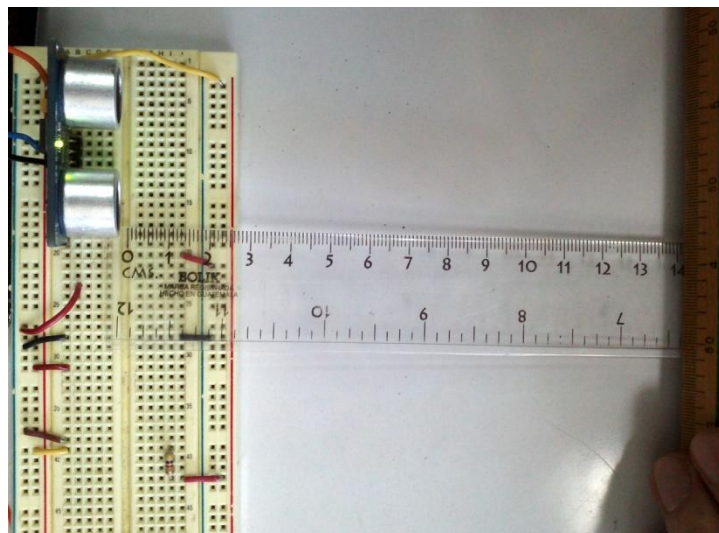
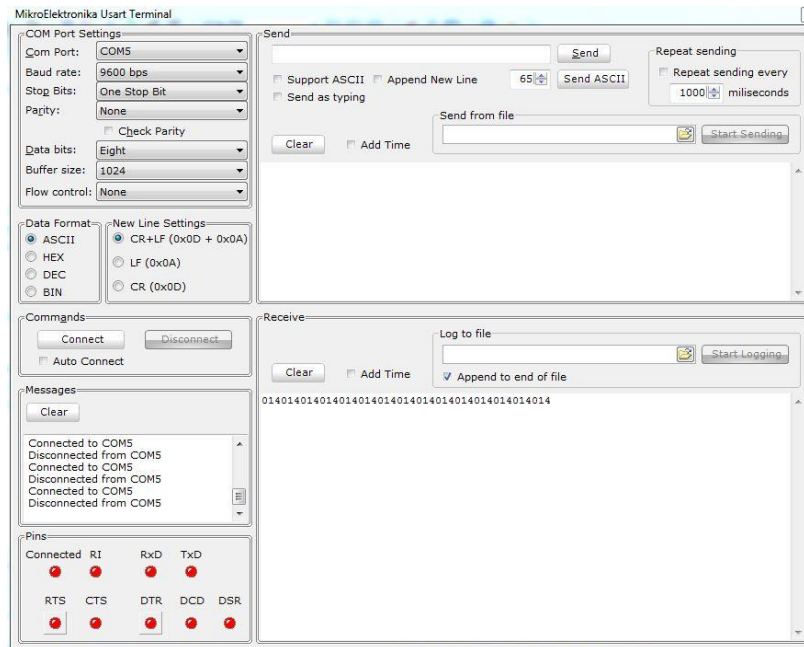
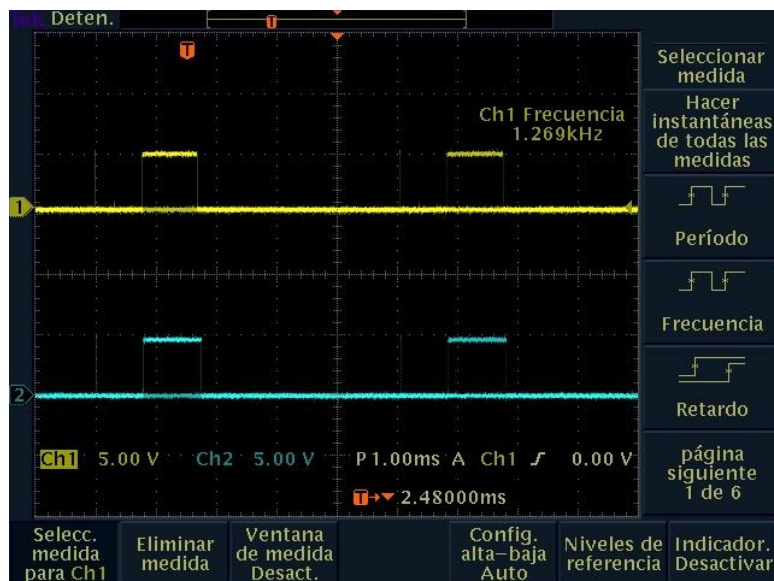


Figura No.233. Medición del sensor a 14 cm de distancia en la terminal UART



Una vez ya programado un sensor, se procedió a realizar la red de sensores ultrasónicos para poder medir con cuatro sensores independientes, los datos útiles para la silla de ruedas. En la Figura No.234 se muestran dos señales en el osciloscopio de dos ultrasónicos funcionando:

Figura No.234. Trigger de dos sensores ultrasónicos y sus anchos de pulso



Luego de las pruebas realizadas se comprobó que los sensores ultrasónicos (PING)) de Parallax son capaces de medir distancias y por lo tanto, mediante una aplicación de software, fueron aplicados a *Profectus*.

Por último se procedió con la fabricación del circuito impreso para los sensores ultrasónicos. En esa placa se decidió también colocar la brújula digital y el pin analógico proveniente del Módulo de navegación mediante visión por computadora. En la Figura No.235 se muestra una imagen del diseño de la PCB y en la Figura No.236 se muestra ya la PCB terminada:

Figura No.235. Diseño de la PCB de los sensores ultrasónicos, brújula y del pin del sensor de luz

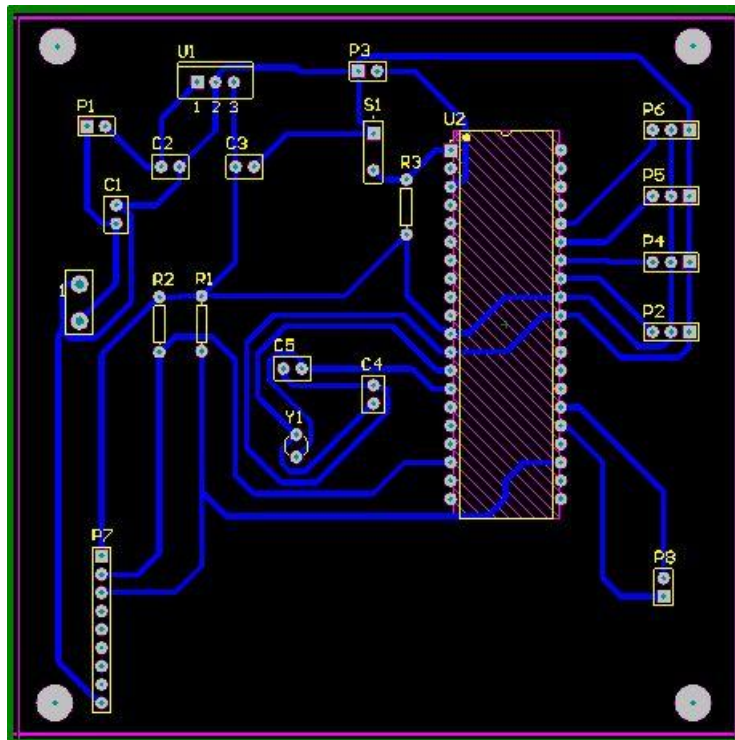
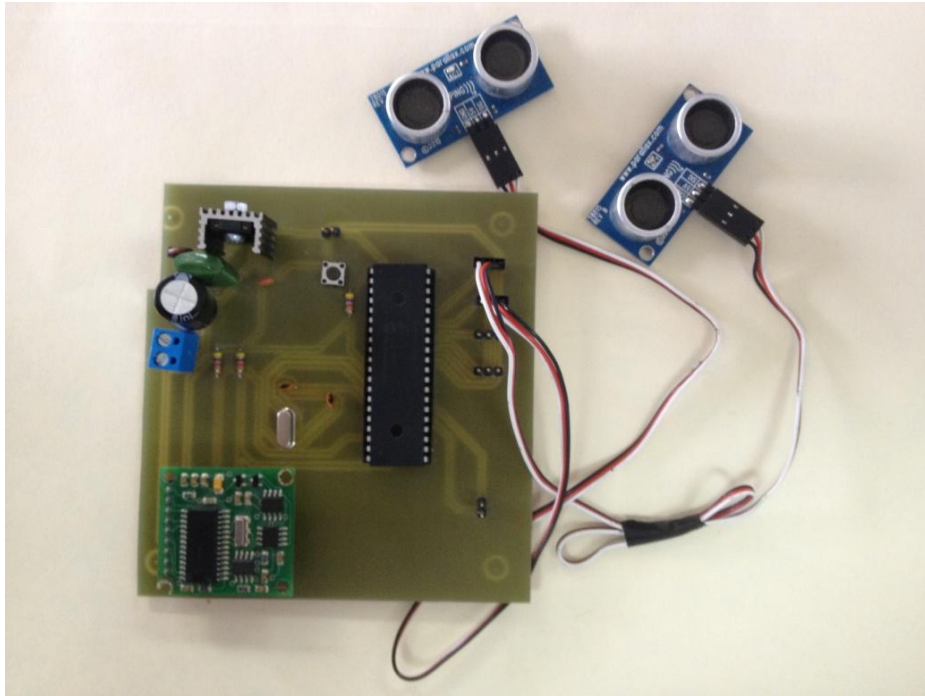


Figura No.236. PCB de los sensores ultrasónicos, de la brújula y del pin del sensor de luz



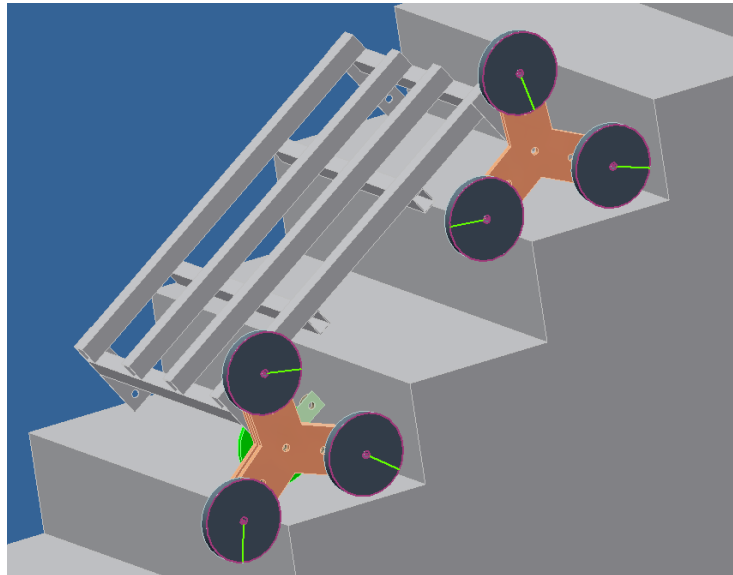
J. Motores BLDC N3685 Sistema Tri-Star

1. **Diseño.** Con respecto a los motores para *Profectus*, primero se buscó analizar los motores que se necesitarían para el sistema Tri-Star, ya que estos iban a ser los más costosos y más potentes.

Para el mecanismo Tri-Star, Pablo Oliva anteriormente en el proyecto, analizó dos escenarios subiendo escaleras, en los cuales el peso iba a estar distribuido de diferentes maneras. Esto generaría esfuerzos más fuertes en estos mecanismos, exigiendo más soporte en los cuales estarían apoyados firmemente ya que no siempre los cuatro Tri-Star iban a estarlo. Para determinar estos motores, él calculó los diferentes torques de estos escenarios con sus respectivos pesos distribuidos. Una vez ya determinados los motores se obtuvieron y se realizaron pruebas con un potenciómetro y luego el control de los mismos.

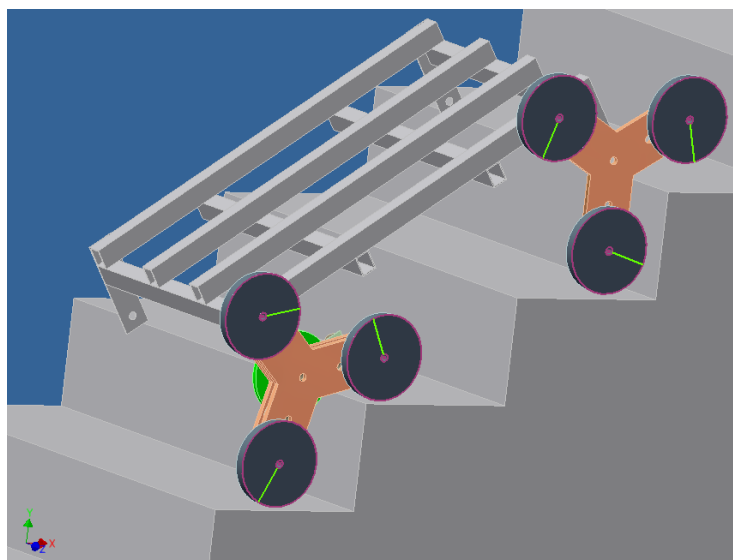
2. Resultados y discusión. Para determinar la cantidad de motores a utilizar, Pablo Oliva en su Módulo de potencia del proyecto, realizó simulaciones de posibles posiciones en las que se podría encontrar la silla y de esta manera determinar los puntos críticos en los que la silla no pueda subir. En las figuras Figura No.237 y Figura No.238 se muestran las simulaciones en el software Inventor:

Figura No.237. Simulación de posición 1



(Oliva, 2011)

Figura No.238. Simulación de posición



(Oliva, 2011)

El torque que debe de entregar cada motor debe ser de 700 lb*pulg. Se considera el uso del motor N3685 para dar potencia a cada mecanismo Tri-Star. Se utilizarán cuatro motores, dos delanteros y dos traseros.

En la Figura No.239 se muestra una imagen del motor DC sin escobillas para el sistema Tri-Star y sus características:

Figura No.239. Motor BLDC N3685



(Industry, 2012)

- Velocidad (RPM): 42
- Peso (Lbs): 12
- Potencia (HP): ¼
- Carca Radial (Lbs): 240
- Voltaje (V): 24
- Amperaje (A): 12
- Torque (Lb-in): 270
- Torque Pico (Lb-in): 421

Se procedió a investigar el controlador para el motor seleccionado. En la Tabla No.30 se muestran las especificaciones del controlador:

Tabla No.30. Especificaciones del controlador del motor BLDC N3685

Parámetros	Especificaciones
Tipo del producto:	ABL-3907C
Voltaje de alimentación	24-35 VDC
Corriente de alimentación	0-20 A (continuo)
Pico alimentación	30 A DC
Potencia	3/8 HP
Rango de velocidad	100-2500 RPM (rated load)
Frecuencia PWM	20kHz
Niveles de entrada	0-5 VDC

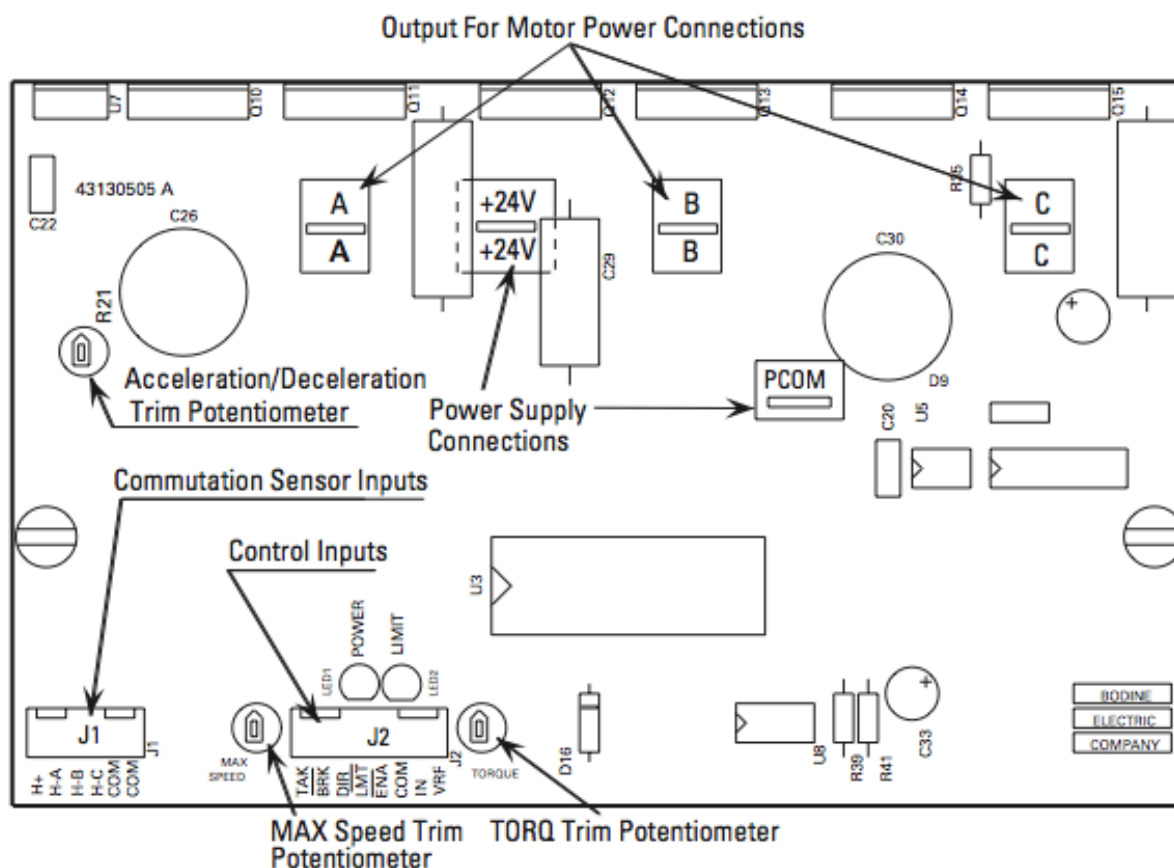
Continuación Tabla No.30

Parámetros	Especificaciones
Tiempo de aceleración	0.35-8 seg
Temperatura de operación	0-50° C

(Bodine Electric Company, 2012)

En la Figura No.240 se muestra la conexión a las 3 fases del motor, la A, B y C. Se muestran también la alimentación de 24V y su tierra COM. El puerto J1 donde están las entradas de las conmutaciones de los sensores y el puerto J2 donde están todas las conexiones para el control del motor como lo son Brake, Drive, Enable, Vin, Tacómetro, Limit y tierra COM. (Bodine Electric Company, 2012)

Figura No.240. Diagrama de conexiones del controlador del motor BLDC N3685



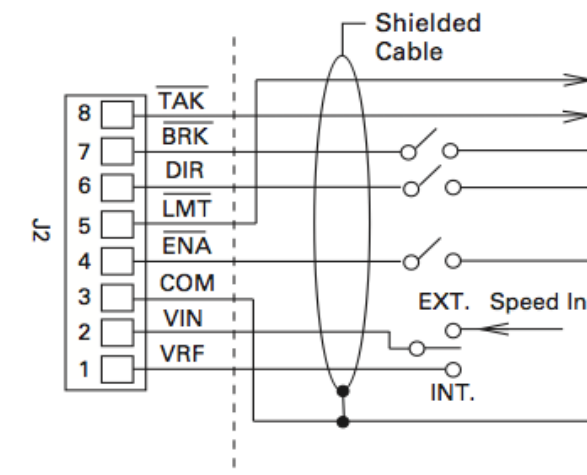
(Bodine Electric Company, 2012)

3. Control del motor BLDC N3685. El control de estos motores se hizo a partir de voltajes analógicos. El motor es controlado al aplicar un voltaje analógico de 0 a 5 VDC en las terminales VIN and COM de la interface J2 del controlador. La velocidad es incrementada al incrementar el nivel de voltaje aplicado en VIN (Pin J2-2). Los valores de voltaje se mapean de la siguiente manera:

0 VDC = 0 RPM; 5 VDC = Max. RPM. VIN=J2-2; COM=J2-3.

Ya que los motores y controladores son parte de un sistema de control más complejo, la velocidad, posición de giro, etc., son controladas por medio de un dsPic 30f4011. Por medio de un DAC (convertidor digital-analógico) se conecta la salida del sistema de control y la entrada del modelo 3907. Adicionalmente la interface J2 del controlador posee otros pines necesarios para una correcta implementación del motor. En la Figura No.241 se muestra una imagen de la interface J2:

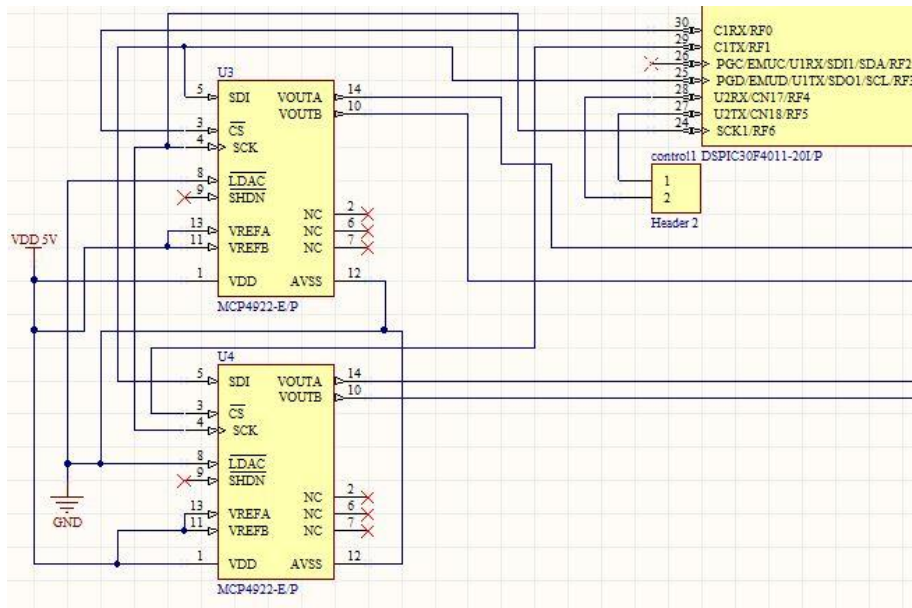
Figura No.241. Pines de la interface J2



(Bodine Electric Company, 2012)

Se procedió a armar entonces un circuito con dos DACs SPI dobles (código: MCP4922), para poder enviar señales desde el dsPic hacia los motores. Ya que estos integrados son dobles, se logra controlar cuatro motores independientes. En la Figura No.242 se muestra una imagen del circuito realizado con los DACs SPI:

Figura No.242. Circuito con los DACs SPI para el control de los motores BLDC



Una vez armado el circuito se procedió a conectar los pines restantes del controlador, necesarios para que el motor funcionara. Cada controlador necesita que su canal de Enable este en 0 lógico y el de Brake en 1 lógico para poder operar. Adicionalmente el canal de dirección DIR puede estar en 1 o 0 dependiendo de la dirección que se desea manejar. Estos valores se controlaron por medio del dsPic colocando los pines necesarios de la manera correcta. En la Figura No.243 se muestra una imagen de la lógica que las señales del controlador deben de tener:

Figura No.243. Lógica para el control del motor BDLC en la inteface J2

Designation	Closed-Switch or Low Voltage State ¹	Open-Switch or High Voltage State ¹
ENA ²	Drive Enabled	Drive Disabled
DIR ³	CCW Direction	CW Direction
BRK	Brake	Run

(Bodine Electric Company, 2012)

Una vez ya configurados todos los pines del motor se realizó el programa de control del motor en el dsPic30F4011 y se armó el circuito para hacer las pruebas. En la Figura No.244 se muestra una imagen de las pruebas realizadas con el motor:

Figura No.244. Circuito con conexión al driver y al motor BLDC



Luego de las pruebas realizadas se comprobó el funcionamiento de los motores BLDC N3685 y por lo tanto, mediante una aplicación de software, ser aplicado a la silla de ruedas.

Por último se diseñó la PCB para el control de estos motores. En Figura No.245 y Figura No.246 se muestra una imagen del diseño de la PCB y de la PCB ya terminada:

Figura No.245. Diseño de la PCB de los motores BLCD

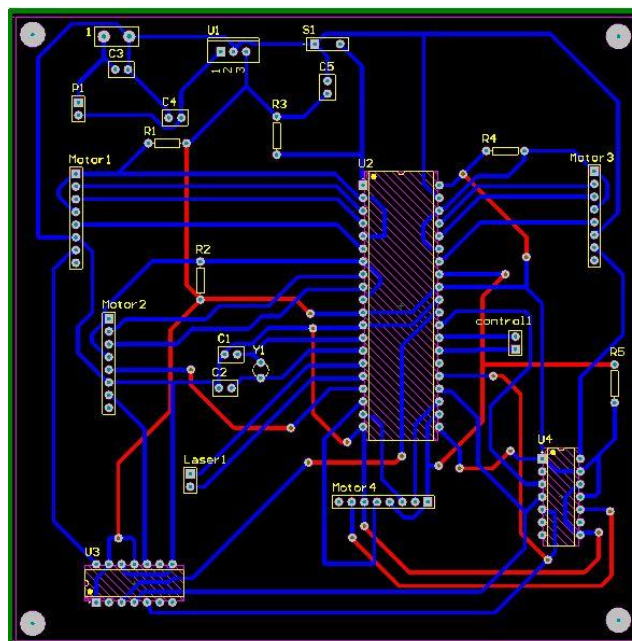
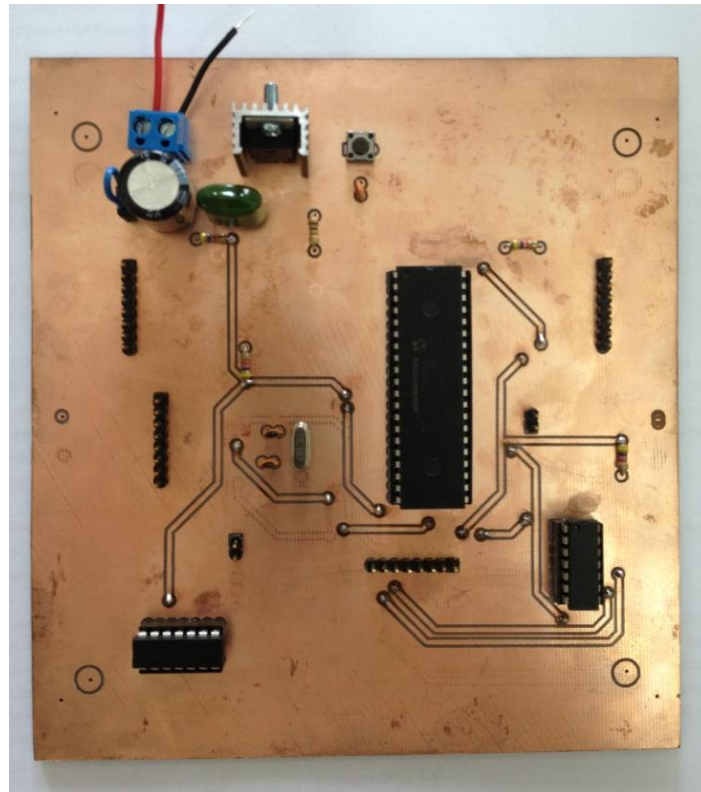


Figura No.246. PCB de los motores BLDC



K. Motores Parallax para movimiento lineal

1. Diseño. En el caso de los motores para el movimiento lineal de la silla de ruedas, se buscó reutilizar los motores Parallax que utilizó INNOVA en su prototipo. Para esto se analizó el sistema de manera completa y separada. Se buscó conocer los torques que tendrían todos los cojinetes. Luego se calculó un alfa (aceleración angular) considerando el torque máximo que pudieran dar los motores Parallax. A continuación se decidió calcular las inercias de los engranes, la inercia de las llantas y la inercia total de movimiento del sistema. Con estas inercias y el alfa se pudo obtener un torque que influiría en el análisis del sistema. Este torque último junto a los torques de los cojinetes darían un torque total del motor. Una vez ya determinados los motores se obtuvieron y se realizaron pruebas con un potenciómetro y luego el control de los mismos.

2. Resultados y discusión. Se analizaron los motores para el movimiento lineal de la silla de ruedas. Se analizó el sistema de manera completa y separada. En la Figura No.247 se muestra una imagen del sistema Tri-Star del Módulo de mecánica:

Figura No.247. Engranajes por Tri-Star



(King, 2011)

Primero se buscó conocer los torques que tendrían los cojinetes centrales e intermedarios. Estos se calcularon mediante la multiplicación de una fuerza de empuje a superar y el radio de los cojinetes centrales. Luego se realizó el mismo procedimiento para los cojinetes intermedarios, obteniendo el torque mediante una multiplicación entre la fuerza a superar y su respectivo radio. Para ambos cálculos se tomó un coeficiente de fricción para los cojinetes de 0.0015.

Se procedió a calcular un alfa considerando el torque máximo que pudieran dar los motores Parallax, restándolo ambos torques de los cojinetes obtenidos anteriormente y dividiendo este factor en el radio de las llantas y el peso total de la estructura el cual está estimado en 182 kg.

Siendo éste un procedimiento iterativo, se decidió calcular las inercias de los engranes (simulándolos como cilindros), la inercia de las llantas y la inercia total de movimiento del sistema. Estas inercias al multiplicarlas por el alfa obtenido anteriormente, daría como resultado un torque que influiría en el análisis del sistema. Este torque último junto a los torques de los cojinetes darían un torque total del motor.

Finalmente con este torque total, se podría identificar en la figura Torque vrs.Rpm, las revoluciones que el motor Parallax estaría dando y con este valor conocer la velocidad que tendría el sistema.

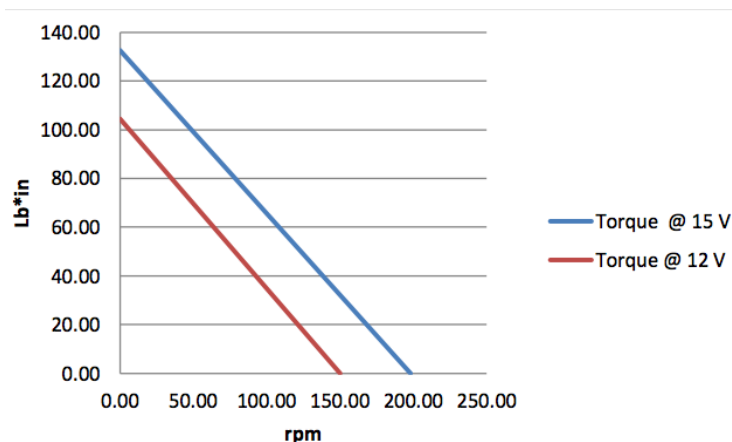
A continuación se observa la Tabla No.31 que contiene los resultados de los cálculos de las inercias de los engranes, llantas y de movimiento del sistema, más los torques de los cojinetes y el torque total del motor:

Tabla No.31. Inercias, torques de los cojinetes y torque total

Engranes (kgm ²)	0.000212
Llantas (kgm ²)	0.025
Movimiento todo el sistema (kgm ²)	2.106
Torque cojinete central (Nm)	0.293
Torque cojinete intermediario (Nm)	0.125
Torque Total del Motor (Nm)	13.600

Una vez obtenido el torque total se hizo referencia a la siguiente gráfica (Figura No.248) para conocer a cuantas revoluciones estaría el sistema:

Figura No.248. Torque vrs. Rpm motor DC Parallax



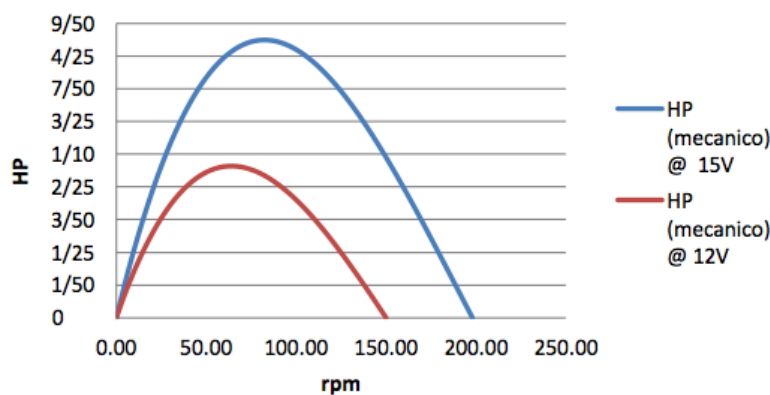
(Cuevas, 2011)

A continuación se observa la Tabla No.32 que contiene las revoluciones a las que estaría la silla (determinadas por la gráfica anterior) y la velocidad que ésta alcanzaría:

Tabla No.32. Rpm y velocidad de la silla de ruedas.

Rpm	25
Velocidad (km/h)	0.821

En la siguiente gráfica (Figura No.249) se puede observar la potencia que tendría la silla de ruedas a alguna revolución por minuto específica:

Figura No.249. Potencia vrs. Rpm motor DC Parallax

(Cuevas, 2011)

Se puede observar que a un valor de 100 rpm se obtendría una potencia máxima de 4/25 de caballo a 15 V.

3. Control del motor Parallax para el movimiento lineal. Una vez determinados los cálculos se procedió a comprender el control de los motores. Para el movimiento de estos motores se reutilizó el driver "Sabertooth dual 12A motor driver" que se utilizó en INNOVA. Se realizaron una serie de pruebas con el controlador por medio de comandos. En la Figura No.250 a la Figura No.256 se muestra imágenes obtenidas por el osciloscopio al realizar comandos específicos para comprender el funcionamiento del motor:

Figura No.250. Stop (0x00)

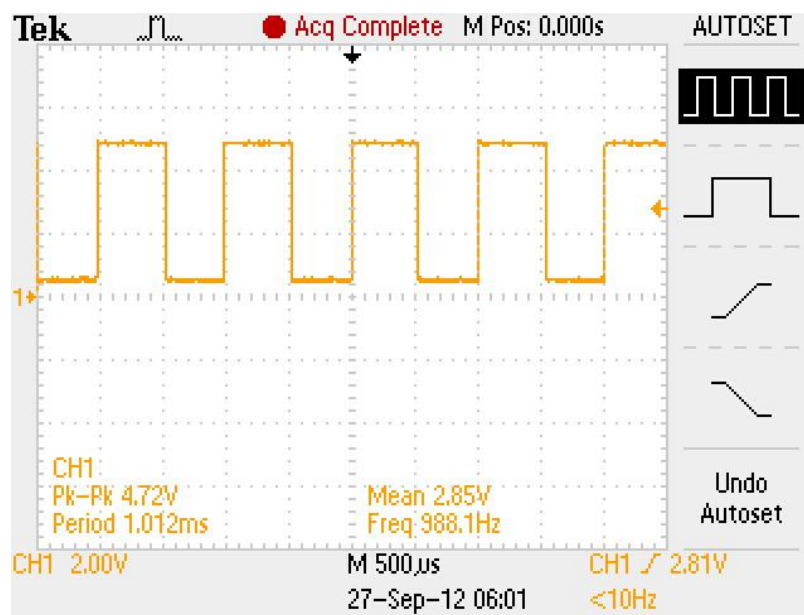
Forward

Figura No.251. Forward Slow (0x5A)

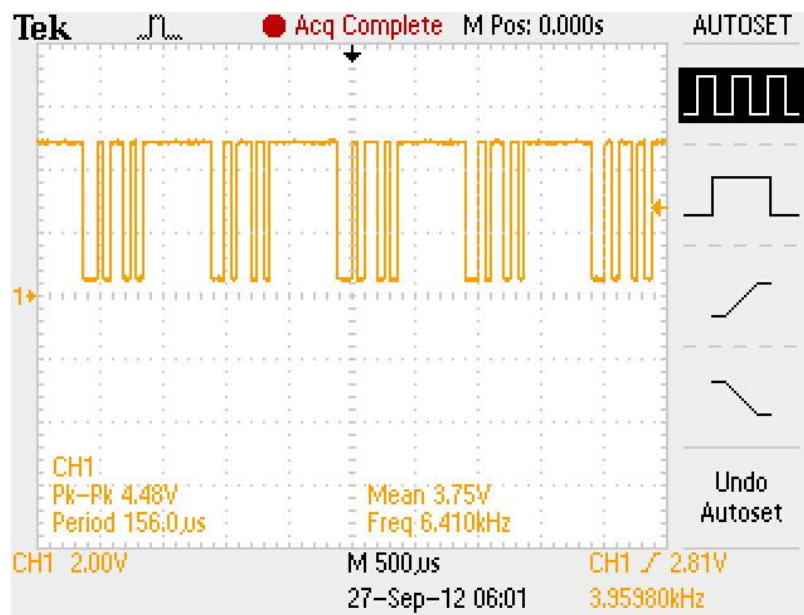


Figura No.252. Forward Intermediate (0x64)

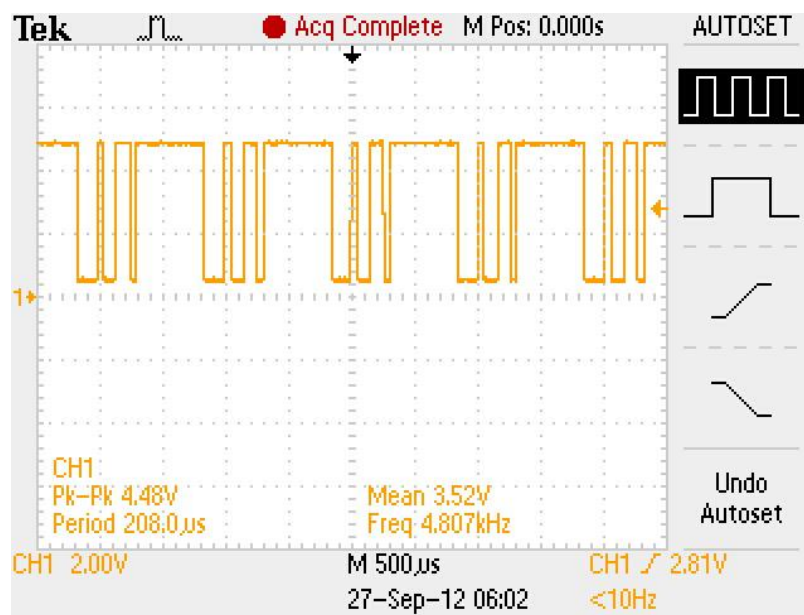
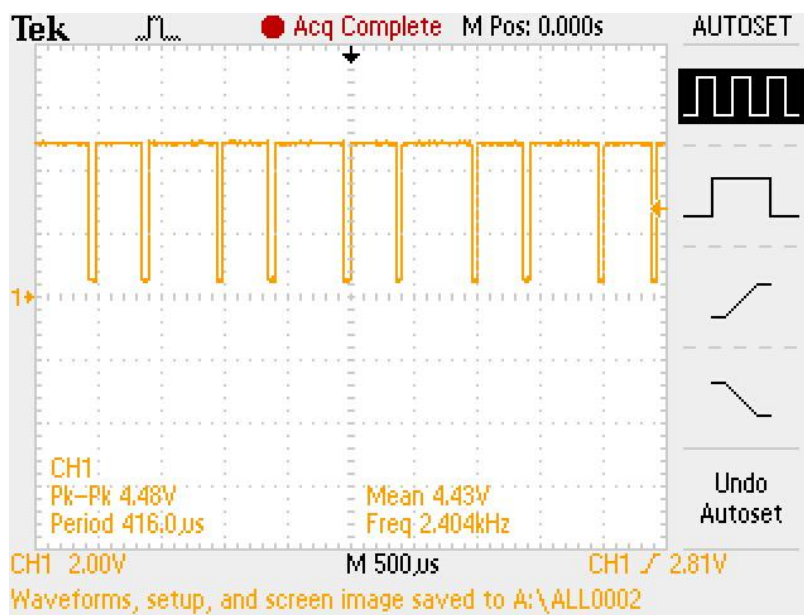


Figura No.253. Full Forward (0xFF)



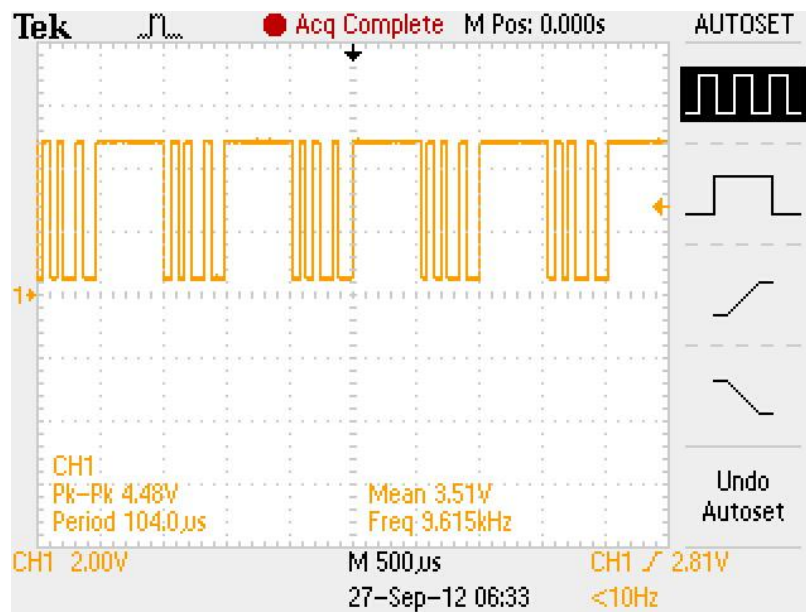
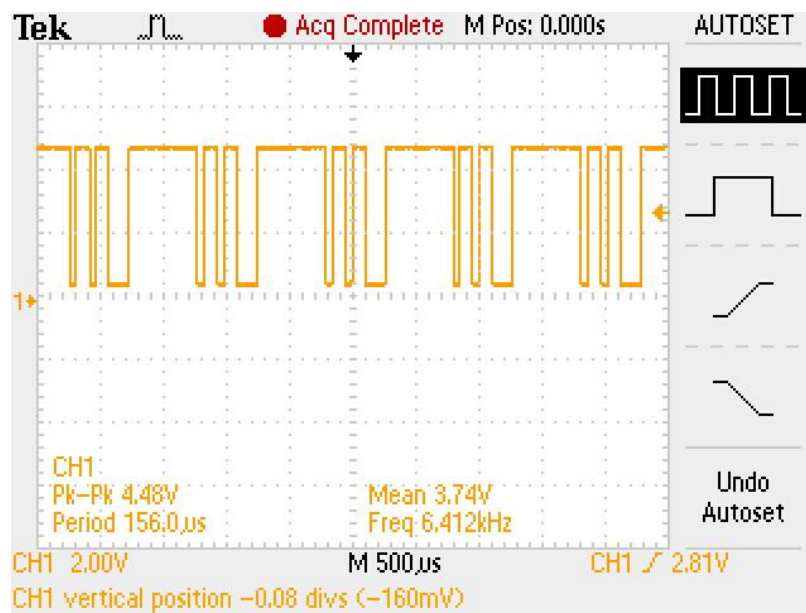
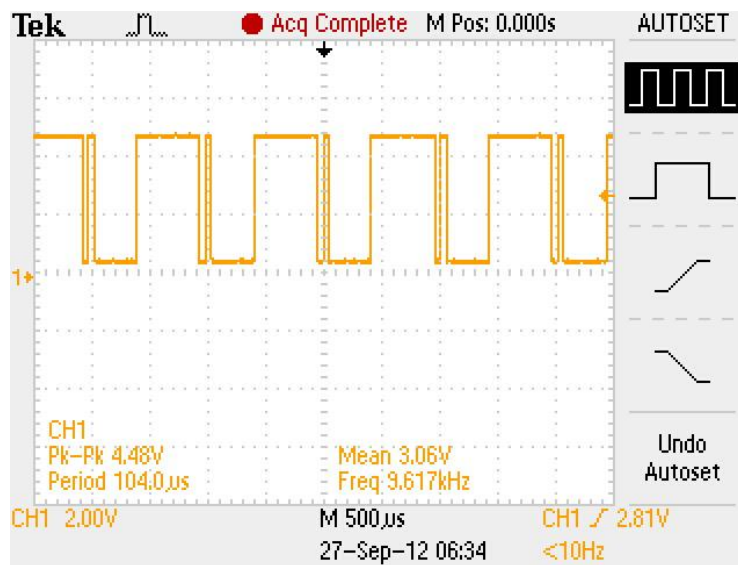
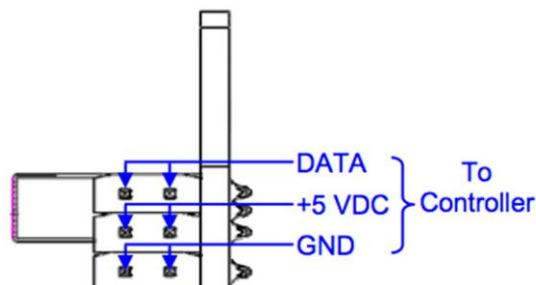
Backwards**Figura No.254.** Backwards Slow (0x25)**Figura No.255.** Backwards Intermediate (0x1B)

Figura No.256. Full Backwards (0x01)

En las imágenes anteriores se puede observar que el funcionamiento del motor funciona a base de comandos cuyos pulsos/bits van en orden descendente cuando la velocidad aumenta.





Para obtener el dato de la posición de los motores, se utilizó el encoder mencionado anteriormente. En la Figura No.257 se muestran sus tres pines para su conexión:

Figura No.257. Pines del encoder

(Parallax, 2012)

Cada encoder posee jumpers para configurar a cual dispositivo se le está hablando en caso de que se necesite. Como se busca utilizar cuatro motores para el movimiento lineal de la silla de ruedas, se necesitan cuatro encoders, unos por motor.(Parallax, 2012)En la Figura No.258 se muestra los códigos de identificación para cada sensor:

Figura No.258. Identificación de cada dispositivo

AIB	ID Value*	Binary
	1	001
	2	010
	3	011
	4	100

* ID Value 0 is reserved for addressing all devices at once.

(Parallax, 2012)

Cabe mencionar que si se le desea hablar a todos los motores al mismo tiempo, se envía un comando para la dirección 0, de esta manera todos los sensores responderían a la instrucción enviada.

Estos sensores tienen diversas instrucciones a disposición las cuales se mencionan en la siguiente Figura No.259, siendo los últimos tres bits del comando reservados para direccionar los sensores:

Figura No.259. Lista de comandos de los encoders**Command Set Summary Table**

	Description	Command	Hex	Binary	Single	All *
Query	Query Position	QPOS	1	0x08	00001 000	•
	Query Speed	QSPD	2	0x10	00010 000	•
	Check for Arrival	CHFA	3	0x18	00011 000	•
Action	Travel Number of Positions	TRVL	4	0x20	00100 000	• •
	Clear Position	CLRP	5	0x28	00101 000	• •
Configuration	Set Orientation as Reversed	SREV	6	0x30	00110 000	• •
	Set Tx Delay	STXD	7	0x38	00111 000	• •
	Set Speed Maximum	SMAX	8	0x40	01000 000	• •
	Set Speed Ramp Rate	SSRR	9	0x48	01001 000	• •

* Every command can be used to address a single Position Controller device; additionally, configuration commands and action commands can be used to address all devices on the bus at once by using the special case ID value 0.

(Parallax, 2012)

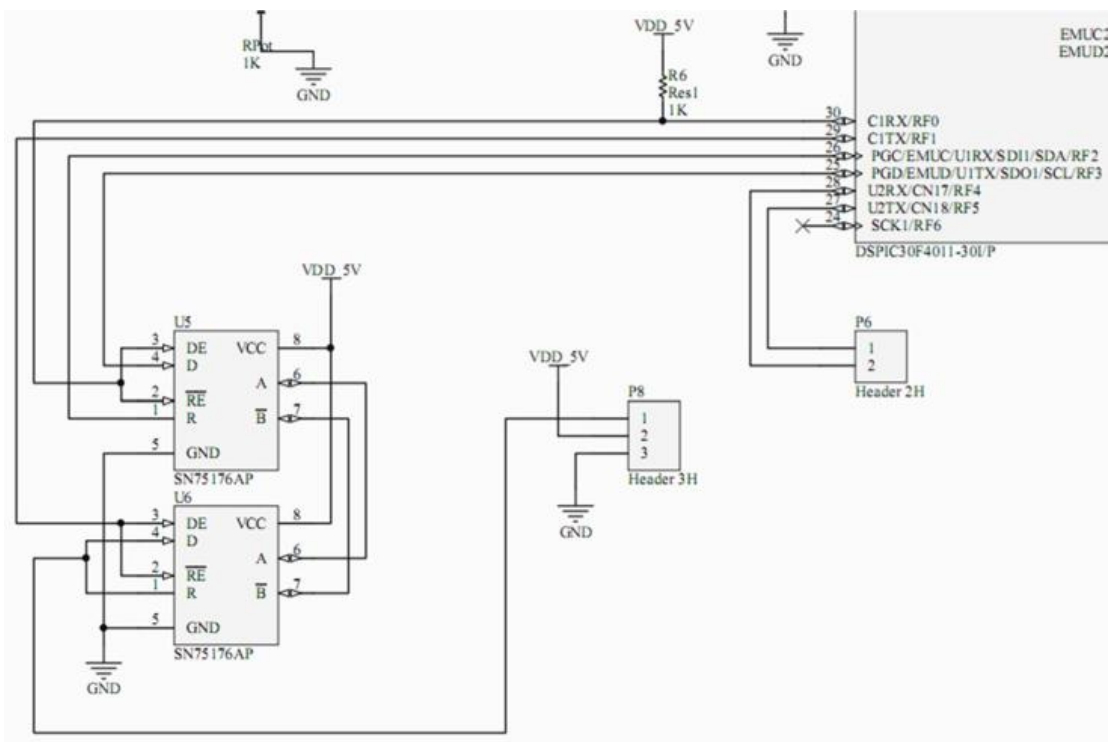
Este controlador de posición es compatible con un microcontrolador vía UART por un canal HALF-DUPLEX. Por lo tanto se implementó un circuito con transceivers para

simular esta comunicación ya que el microcontrolador a utilizar no tiene configuración del módulo UART en HALF-DUPLEX.

Para realizar este circuito se utilizaron los transceivers SN75176AP, los cuales son transceivers de comunicación serial, los cuales implementan un bus half-duplex para la transmitir y recibir datos.(Castillo, 2011)

Se realizó un programa el cual manda la instrucción de posición para los controladores en un momento deseado para poder conocer cuánto estos han avanzado. Primero pide el estado al sensor con la dirección uno y así subsecuentemente hasta llegar al sensor de dirección cuatro. En la Figura No.260 se muestra una imagen del circuito utilizado:

Figura No.260. Circuito half-duplex con los SN75176AP



(Castillo, 2011)

En la Figura No.261 se muestra una imagen del diseño del diseño de la PCB y en la Figura No.262 se muestra una imagen de la PCB de los motores del asiento de la silla de ruedas ya finalizada:

Figura No.261. Diseño de la PCB para los motores del movimiento lineal

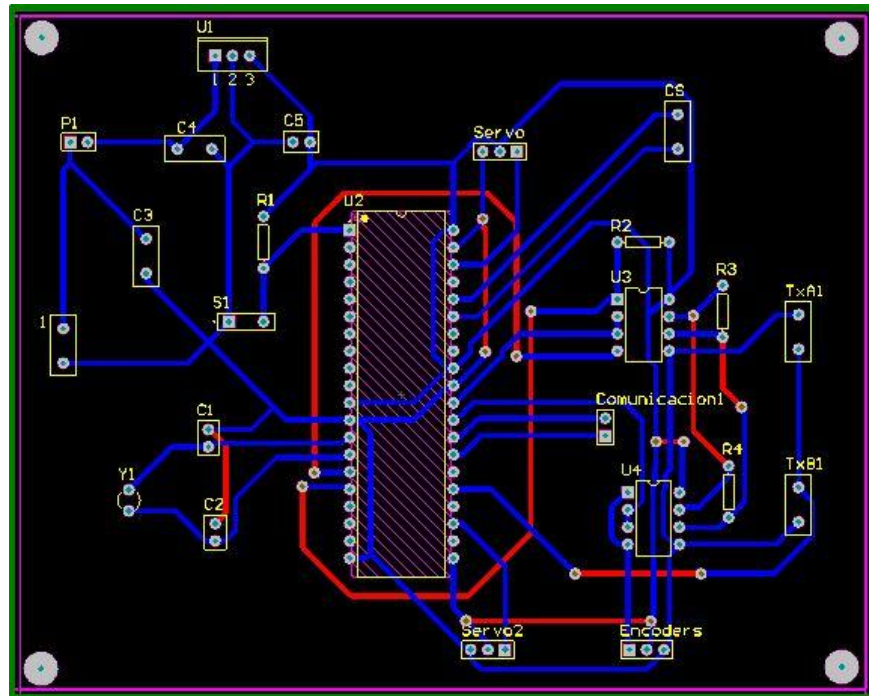
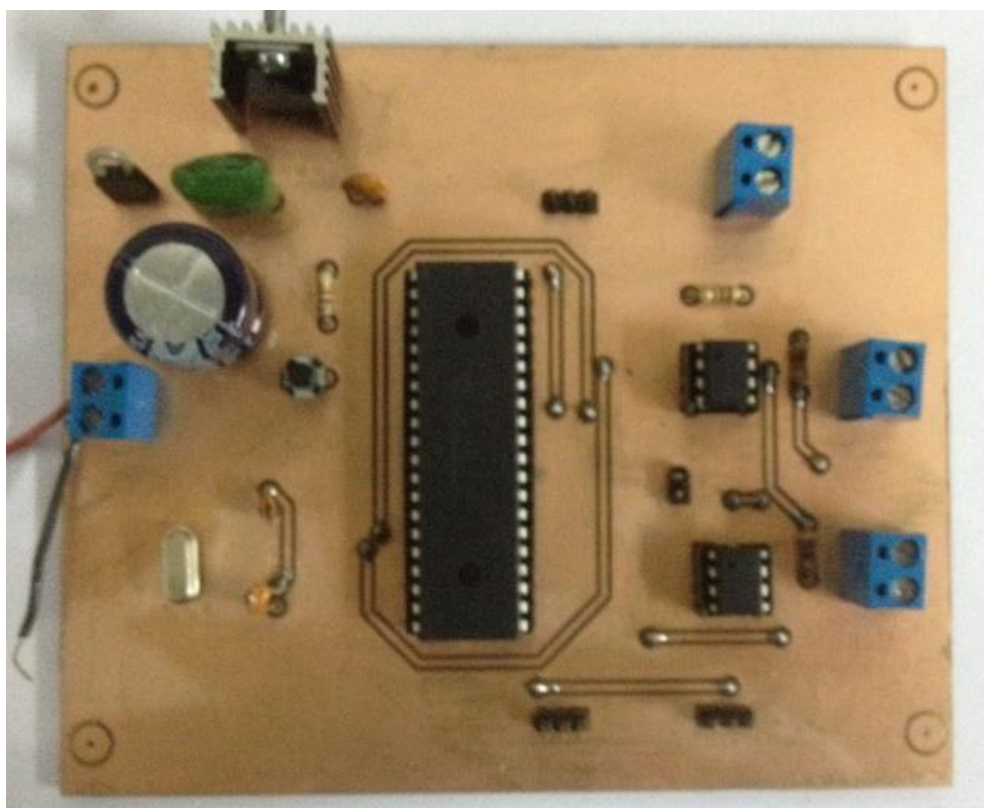


Figura No.262. PCB para los motores del movimiento lineal de la silla



L. Motores Parallax para movimiento del asiento

1. Diseño. Por último, en el caso de los motores para el movimiento del asiento de la silla de ruedas, se buscó también reutilizar los motores Parallax que utilizó INNOVA en su prototipo ya que de esta manera el control de los mismos ya se conocería. Se analizó el sistema también de manera completa y separada. Se dividió el análisis del asiento en siete escenarios. El primer escenario sería que el asiento no tuviera ninguna persona en él, por lo tanto solo serviría el centro de masa del asiento mismo. Luego se consideraron otros seis casos. Se dividió el largo del asiento en seis largos para conocer los casos en los cuales la persona estaría sentada por momentos y de esta manera conocer los casos críticos para poder determinar un motor. En este caso se calcularon también los cojinetes que habrían en ese eje de rotación, los cuales contribuirían con una fuerza por fricción. Finalmente se obtuvo el torque crítico de los seis casos y se le sumaría el torque de los cojinetes para obtener un torque total.

2. Resultados y discusión. Con respecto a los motores del mecanismo del asiento de la silla de ruedas, se analizó el sistema también de manera completa y separada. Primero se decidió que el asiento estaría dividido en siete escenarios.

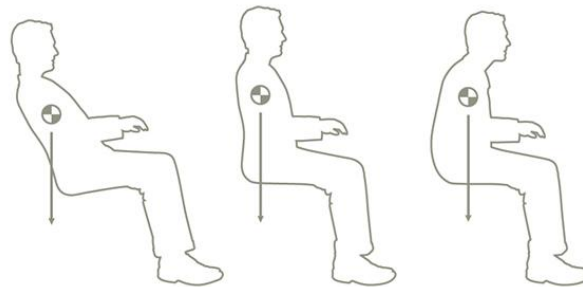
El primer escenario sería que el asiento no tuviera ninguna persona en él, por lo tanto solo serviría el centro de masa del asiento mismo. Muy importante es definir los pesos de cada componente. Sólo el asiento estaría pesando 20 libras, mientras que la persona considerada estaría pesando 150 libras y el acople al eje unas 12 libras. Este centro de masa multiplicado por el brazo que habría de ese punto al eje de rotación, darían como resultado un torque a vencer por el motor escogido para poder detener el asiento a 90 grados. Luego se consideraron otros seis casos. Se dividió el largo del asiento en seis largos para conocer los casos en los cuales la persona estaría sentada por momentos y de esta manera conocer los casos críticos para poder determinar un motor. Se buscó conocer los torques que ejercerían cada uno de estos puntos mediante una multiplicación entre la distancia de ese punto al eje de rotación. Finalmente se calcularían los cojinetes que habrían en ese eje de rotación, los cuales contribuirían con una fuerza por fricción. Estos se calcularon mediante la multiplicación del peso y la gravedad dividido en dos cojinetes, lo cual daría una fuerza que, multiplicada por el radio

y el coeficiente de fricción de cada cojinete, resultaría en un torque. Para los cálculos se tomó un coeficiente de fricción para los cojinetes de 0.0015 y un radio de 0.02m.

Finalmente se vería el torque crítico y se le sumaría el torque de los cojinetes para obtener un torque total. Se busca una holgura del 30 % ya que se desea que el motor en el caso crítico no esté trabajando al 100 % si no al 70 %.

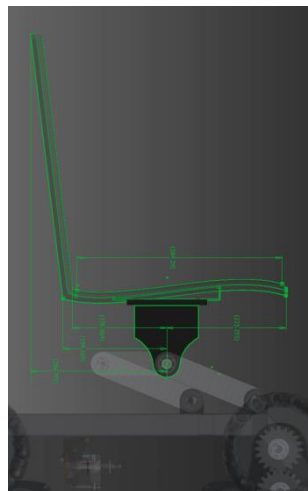
En la Figura No.263 se muestra una imagen del centro de masa de una persona sentada:

Figura No.263. Centros de masa de una persona sentada



El primer caso a analizar fue sin persona. En la Figura No.264 se muestra una figura del sistema en análisis:

Figura No.264. Base del asiento



(King, 2011)

Se analizó el caso 0, el asiento sin persona, calculando a partir del centro de masa del asiento, el torque que se necesitaría para mantener el asiento en su posición habitual (90°). Ya que el centro de masa del asiento no coincide con el eje de rotación, se calculó un torque en lb*in (Tabla No.33):

Tabla No.33. Caso 0, asiento sin persona

Concepto	Cálculo mecánico
Brazo	-5 in
Fuerza	32 lb
Torque	-160 lb*in

Luego se calcularon los otros seis casos. Cada uno a una distancia específica considerando seis posiciones momentáneas que tendría la persona cuando ésta fuera subida al asiento (casos críticos) y cuando esta estuviera ya en su posición final del asiento. En la Tabla No.34 se muestra los siguientes torques en lb*in en cada uno de los casos:

Tabla No.34. Casos intermediarios y punto crítico

Caso	Concepto	Cálculo mecánico
1	Brazo	-6.33996063 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	-1153.872835 lb*in
2	Brazo	-3.818372703 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	-694.943832 lb*in
3	Brazo	-1.296784777 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	-236.0148294 lb*in
4	Brazo	1.22480315 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	222.9141732 lb*in

Continuación Tabla No.34

Caso	Concepto	Cálculo mecánico
5	Brazo	3.746391076 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	681.8431759 lb*in
6	Brazo	6.267979003 in
	Fuerza	182 lb
	Torque	1140.772178 lb*in

Se calculó también el torque en lb*in que tendrían los cojinetes en el eje de rotación. A continuación (Tabla No.35) se presenta el cálculo con un coeficiente de fricción de 0.0015 y un radio de 0.02m:

Tabla No.35. Torque en los cojinetes

Concepto	Cálculo mecánico
Fuerza	91 lb
Radio	0.787401575 in
Fricción	0.0015
Torque	0.21496063 lb*in

El caso más crítico es el 6 el cual proporcionó un torque de: 1140.772178 lb*in. Dejando una holgura del 30 % y considerando una inclinación de 45 grados al subir escaleras se obtuvieron los siguientes torques en lb*in los cuales se observan en la Tabla No.36:

Tabla No.36. Toque máximo y torque a 45 grados

Concepto	Cálculo mecánico
Torque Max	1140.987139 lb*in
Holgura 30%	342.2961417
Torque a utilizar	1483.283281 lb*in
Torque a 45 grados	1201.332941 lb*in

3. Control de los motores Parallax para el asiento. El control de estos motores es un control muy similar a los motores del movimiento lineal de la silla ya que se utilizó el mismo driver y los mismos motores. Se busca que este circuito sea cerrado, por lo tanto se implementará un control proporcional.

En la Figura No.265 se muestra una imagen del diseño de la PCB y en la Figura No.266 se muestra una imagen de la PCB de los motores del asiento de la silla de ruedas ya finalizada donde se conecta también la PCB del acelerómetro:

Figura No.265. Diseño de la PCB para el movimiento del asiento

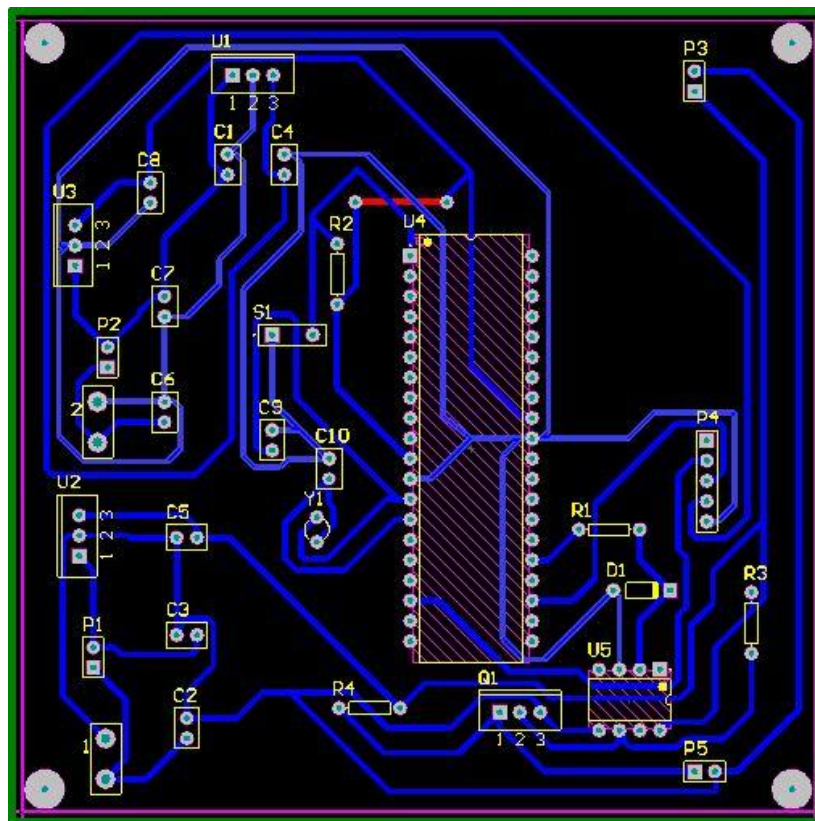


Figura No.266. PCB para el movimiento del asiento



M. Conclusiones del módulo

- El torque necesario para mover la silla de ruedas es de 13.60 Nm.
- Se calculó el torque dejando una holgura del 30% para el caso más crítico que tendría la persona cuando ésta fuera subida al asiento, el cual fue de 1483.28 lb*in.
- Considerando una inclinación de 45° al subir escaleras se obtuvo un torque de 1201.332 lb*in.
- El algoritmo de navegación implementado para el sensor láser Hokuyo funciona satisfactoriamente con una resolución mínima de tres veces la máxima proporcionada por el sensor, la cual es de 1.08°.
- La red de sensores ultrasónicos permiten la medición de distancias entre 2 cm y 60 cm de forma satisfactoria.

N. Recomendaciones del módulo

- Se recomienda que el centro de masa del individuo coincida con el eje de rotación del asiento, de esta manera no se necesitaría vencer un torque alto y el motor no estaría operando a su máxima capacidad.
- Se recomienda utilizar un mismo microcontrolador con dos módulos I2C para ambos acelerómetros y motores del asiento de la silla de ruedas para optimizar y ahorrar materiales.
- Es indispensable separar todas las vías de alimentación por medio de opto acopladores si éstas están relacionadas con movimiento de motores o conexión.
- Es de suma importancia aterrizar los motores con la batería por la seguridad del individuo.

X. Módulo de mecánica

A. Introducción

Debido a que en Guatemala no se tiene las condiciones necesarias para que las personas con silla de ruedas se puedan movilizar, vino el deseo de realizar una herramienta que facilite la locomoción y desarrollo de estas personas en la sociedad. La solución propuesta para dicha problemática es una silla de ruedas capaz de subir gradas y poder evitar obstáculos en su camino.

De acuerdo a los resultados (construcción del prototipo) e investigaciones realizadas por el grupo INNOVA y según los nuevos objetivos, se adaptaron y modificaron los sistemas mecánicos. Dichas modificaciones se orientaron a resolver los problemas estructurales y de control que se presentaron en el prototipo. Para cada problema se plantearon diferentes propuestas, el más importante era la estabilidad, por ser una aplicación usada directamente por el usuario, ésta debe ser lo más segura posible y de fácil control. La estabilidad se solucionó con un mecanismo de traslación y rotación del asiento el cual posiciona a la persona en diferentes puntos y la hace rotar hasta lograr una distribución de fuerzas deseada.

La silla de ruedas por ser de tamaño real cada uno de sus elementos debió ser diseñado de acuerdo a las nuevas condiciones. En este proceso no sólo se consideró el cálculo de esfuerzos como único criterio, sino también su apariencia y costo, por lo que se debió modificar el diseño y reiterar el proceso hasta que dichos criterios fueran aceptables por el diseñador. El dimensionamiento y forma de cada pieza no sólo dependió de su factor de seguridad sino también de cómo esta era ensamblada y con que otros elementos tenía contacto. La forma de acoplar cada elemento se eligió de acuerdo a su facilidad de construcción y ensamblaje.

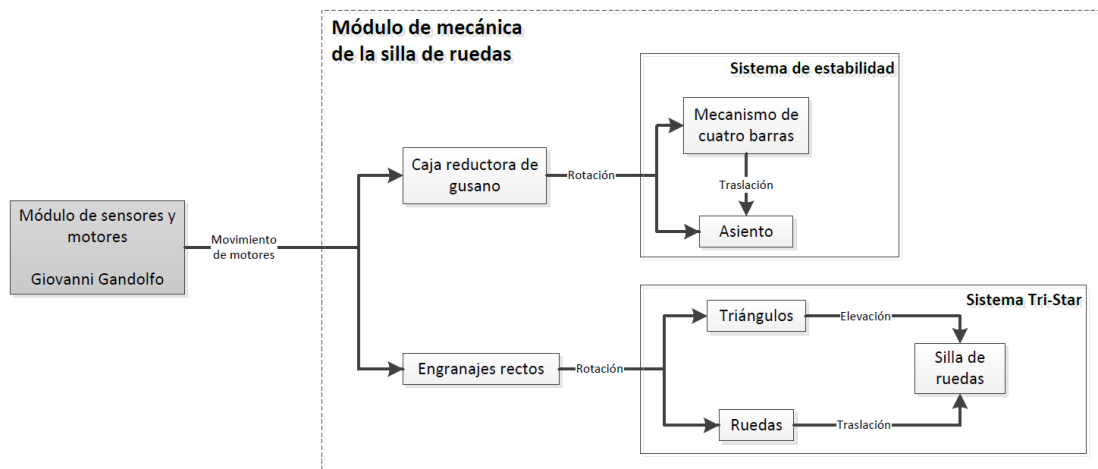
Entre los elementos más importantes del módulo están, el sistema Tri-Star que sirve para elevación y traslación de la silla, el sistema de estabilidad el cual da traslación y rotación al asiento y las estructuras de soporte que son el chasis y la estructura del

asiento.

Para los análisis de esfuerzos y factores de seguridad se utilizaron los criterios de energía de distorsión (Figura No.314 y Figura No.315), AGMA (Figura No.312 y Figura No.313) y SKF (Figura No.317)(SKF, 2009). Estos criterios fueron aplicados en la mayoría de casos usando la herramienta Autodesk Inventor.

La Figura No.267 muestra el funcionamiento del módulo a grandes rasgos.

Figura No.267. Diagrama de bloques de Módulo de mecánica



B. Objetivos

1. Objetivo general del módulo

Diseñar e implementar a escala real una silla de ruedas eléctrica capaz de subir gradas de forma controlada y autónoma y, que sea de fácil maniobrabilidad

2. Objetivos específicos del módulo

a. Fabricar una silla de ruedas apta para transportar una persona con un peso máximo de 150 lb en forma segura y estable.

b. Diseñar e implementar el mecanismo (sistema Tri-Star) que permita a la silla subir y bajar gradas con una inclinación máxima de 45° y 20 cm de alto de cada grada.

c. Diseñar e implementar los mecanismos de nivelación y traslación del asiento para brindar mayor estabilidad a la silla.

d. Diseñar correctamente los espacios dentro de la estructura para albergar todos los sistemas de potencia y control.

C. Marco teórico

1. **El diseño.** El diseño es un proceso innovador e iterativo. Es formular un plan para satisfacer una necesidad específica o resolver un problema. Si el proceso resulta en la creación física del producto, este debe ser funcional, seguro, confiable, competitivo, útil y que pueda fabricarse y comercializarse. Algunas veces las tomas de decisiones deben efectuarse con muy poca información, en otras con apenas la cantidad adecuado y en ocasiones con un exceso de información parcialmente contradictoria. Estas decisiones deben tomarse de manera tentativa, siendo conveniente tener en cuenta que a medida que se obtenga más datos será necesario realizar cambios en el diseño (Budynas & Nisbett, Introducción al Diseño en la Ingeniería Mecánica, 2008). Las etapas del proceso del diseño son:

- Reconocimiento de la necesidad
- Definición de problema
- Síntesis
- Análisis y optimización
- Evaluación
- Presentación

2. **Tratamiento térmico del acero.** Proceso de variación de temperatura controlada por el cual se somete un metal con el propósito de variar alguna o varias de sus propiedades como la dureza, ductilidad y tenacidad.

Las operaciones comunes de tratamiento térmico son recocido, templado, revenido y endurecimiento superficial.

El propósito del endurecimiento superficial es producir una superficie exterior dura sobre un elemento ferroso reteniendo su ductilidad y tenacidad en el núcleo. Este proceso se basa en el incremento del contenido de carbono en la superficie. El proceso consiste en introducir el elemento a carburizar en el material carburizante durante un tiempo y temperatura establecidos (dependiendo de la profundidad del espesor deseado y de la composiciones de la parte). Después esta puede templarse a partir de la temperatura de carburización y después se reviene. Entre los procesos de endurecimiento superficiales más comunes están, el carburizado en gas, nitrurado, cianurado, endurecimiento por inducción y endurecimiento por flama (Budynas & Nisbett, Materiales, 2008).

3. Aceros aleados. Se da el nombre de aceros aleados a los aceros que además de tener los cinco elementos básicos (carbono, silicio, manganeso, fósforo y azufre) contienen también cantidades relativamente importantes de otros elementos como el níquel, cromo, molibdeno, vanadio, tungsteno, entre otros, que sirven para mejorar alguna de sus características fundamentales. La influencia que ejercen estos elementos es muy variada y, empleados en proporciones convenientes, se obtienen aceros con ciertas características que no se pueden alcanzar con los aceros ordinarios al carbono. Los aceros aleados no sólo poseen más propiedades físicas deseables sino que también permiten una mayor latitud en el proceso del tratamiento térmico (Budynas & Nisbett, Materiales, 2008).

También puede considerarse aceros aleados los que contienen alguno de los cuatro elementos diferentes del carbono mencionado, en mayor cantidad que los porcentajes que normalmente suelen contener los aceros al carbono, y cuyos límites superiores suelen generalmente ser: Si=0.50%; Mn=0.90%; P=0.100% y S=0.100%(Galo, 2011).

Uno de los metales bonificados más usados es el AISI 4340, es un acero especial de la más alta tenacidad por su alto contenido de níquel. Muy resistente a la tracción, torsión y

flexión, siendo utilizado en la mayoría de casos sin la aplicación de un tratamiento térmico adicional. Entre sus aplicaciones más comunes están, piezas de maquinaria en general, engranes, ejes, tuercas, bielas, entre otros (Servicio Industrial, S.A., 2009).

4. Teoría de la energía de distorsión. Teoría que predice que la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o excede la energía de deformación por unidad de volumen correspondiente a la resistencia a la fluencia en tensión o en compresión del mismo material (Budynas & Nisbett, Fallas Resultantes de Carga Estática, 2008).

Define que la fluencia no es un fenómeno de tensión o de compresión simples sino que están relacionadas con la deformación angular (distorsión) del elemento forzado (Budynas & Nisbett, Fallas Resultantes de Carga Estática, 2008). De acuerdo a la teoría de falla por energía de distorsión, los esfuerzos de Von Mises (esfuerzo equivalente ó efectivo) para ejes giratorios están dados por:

$$\sigma'_a = \sqrt{\sigma_a^2 + 3\tau_a^2}$$

$$\sigma'_m = \sqrt{\sigma_m^2 + 3\tau_m^2}$$

Donde σ_a y τ_a corresponden a los esfuerzos alternantes por flexión y torsión respectivamente y, σ_m y τ_m a los esfuerzos promedio por flexión y torsión.

5. Falla por fatiga. La falla por fatiga se debe a la formación y propagación de grietas. Una grieta de fractura se inicia en una discontinuidad del material donde el esfuerzo cíclico es máximo. El mecanismo de falla por fatiga es, iniciación de la grieta, propagación de la grieta y fractura súbita causada por el crecimiento inestable de la grieta (Budynas & Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 2008).

a. Límite de resistencia a la fatiga. El límite de fatiga (S_e) es la tensión máxima que puede soportar un material para un número infinito de ciclos de tensión sin romperse, en contraste a la resistencia a la fatiga (S_f) que es para un número dado de ciclos. Entre los factores que modifican el límite de resistencia están el material, manufactura, entorno y diseño. Cada uno de estos factores se identifica y se cuantifica con el fin de determinar el límite de resistencia a la fatiga en determinadas condiciones (Budynas & Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 2008). Este límite se define como:

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

Donde S'_e es el límite de resistencia a la fatiga en una viga giratorio y los k 's son cada uno de los factores dependientes de la condiciones de uso.

b. Criterio de Goodman modificado. Existen varios criterio de falla por fatiga ante esfuerzos variables, uno de ellos es el de Goodman modificado, a partir de resultados empíricos se quiso determinar una "cerca" que describiera un lugar geométrico de fatiga, el cual dividiera las combinaciones seguras de las inseguras de los esfuerzos medios y alternantes. A medida que más datos se generalizaron se determinó que esta era más bien una zona o banda en donde se podía estimar la probabilidad de falla. El criterio de Goodman modificado es una línea recta que atraviesa el diagrama, siendo un criterio no conservador debido a que esta sesgado respecto a los resultados (Budynas & Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 2008). Este se define como:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n}$$

Donde n es el factor de seguridad y S_{ut} el esfuerzo ultimo del material.

6. Ejes. El diseño del eje se localiza en áreas críticas las cuales se dimensionan para cumplir los requisitos de resistencia y después se dimensiona el resto del eje para satisfacer las necesidades de los elementos soportados por este. La configuración general de un eje debe especificarse en los primeros pasos del proceso de diseño para poder realizar un análisis de fuerzas de cuerpo libre y para obtener diagramas de momento cortante (Budynas & Nisbett, Ejes, flechas y sus Componentes, 2008).

Es necesario tener en consideración el método de ensamblado de los componentes en el eje, y el ensamblado del eje en el marco. Por lo general esto requiere el diámetro más grande en el centro del eje, y diámetros progresivamente más pequeños hacia los extremos para permitir que los componentes se deslicen hacia las puntas (Budynas & Nisbett, Ejes, flechas y sus Componentes, 2008).

No es necesario evaluar los esfuerzos en todos los puntos de un eje, siendo suficiente hacerlo en las ubicaciones potencialmente críticas. Los momentos flexionantes pueden determinarse mediante diagramas de cortante y momento. Un diagrama de cuerpo libre del eje permite determinar el par de torsión en cualquier sección (Budynas & Nisbett, Ejes, flechas y sus Componentes, 2008).

Los esfuerzos axiales sobre los ejes casi siempre son despreciables en comparación con el esfuerzo de momento flexionante. A menudo son constantes por lo que contribuye poco a la fatiga. En consecuencia resulta aceptable despreciar los esfuerzos axiales inducidos por los engranajes y cojinetes cuando hay flexión presente en un eje (Budynas & Nisbett, Ejes, flechas y sus Componentes, 2008).

Los esfuerzos de flexión, torsión o axial pueden estar presentes tanto en componentes medios como alternantes. Para el análisis se pueden combinar los diferentes tipos de esfuerzos en esfuerzos de Von Mises alternantes y medios para ser evaluados usando una curva de falla apropiada. Combinando la teoría de energía de distorsión con los criterios de falla (Budynas & Nisbett, Ejes, flechas y sus Componentes, 2008).

7. **Rodamientos.** Son puntos de apoyo de ejes y árboles para sostener su peso, guiarlos en su rotación y evitar deslizamientos. Estos se fabrican para soportar cargas radiales pura, cargas de empuje puras o una combinación de ellas. De acuerdo con el tipo de contacto que exista entre piezas el cojinete puede ser de fricción o de rodamiento, estos últimos poseen menor pérdida de energía debido a que se basan en un elemento rodante contrario al de fricción que son dos elementos en contacto directo. Existen diferentes tipos de rodamientos, cada uno muestra propiedades características que dependen de su diseño y que los hace apropiados para una aplicación dada (Manotas, 2008). Entre los más usados esta:

a. Rodamiento rígido de bolas. Estos rodamientos son de uso general ya que pueden absorber cargas radiales moderadas así como cargas axiales pequeñas en ambos sentidos. Son fáciles de diseñar, capaces de operar a altas velocidades y requiere poco mantenimiento. Estas características unidas a su bajo costo hacen que estos sean de los más populares (Manotas, 2008). En esta clasificación entra los cojinetes de ranura profunda.

b. Rodamiento de bolas de contacto angular. La línea que une los puntos de contacto de las bolas con los anillos interior y exterior forma un ángulo con la línea que define la dirección radial. Estos además de resistir cargas radiales pueden soportar grandes cargas axiales en un sentido, en consecuencia se suelen disponer de dos a dos en posición simétrica con el fin de soportar cargas en ambos sentidos (Manotas, 2008).

c. Rodamiento de rodillos. Dado que los rodillos hacen contacto lineal con las pistas de rodadura, estos pueden soportar grandes cargas radiales más poca carga axial. Los rodamientos de rodillos son más rígidos que los de bolas y se utilizan para cargas pesadas y ejes de gran diámetro (Manotas, 2008).

d. Rodamiento de rodillos cónicos. En este tipo de rodamientos los rodillos y las pistas de rodadura tiene forma cónica, el contacto lineal entre estos dos elementos hace que tenga una elevada capacidad de carga y su vez resisten velocidades relativamente altas.

Tiene una alta capacidad para soportar cargas radiales, cargas axiales en una dirección y cargas combinadas. Cuanto más grande es el ángulo de contacto, más grande es la capacidad de carga axial (Manotas, 2008).

8. Engranajes. Los engranajes son sistemas mecánicos que transmiten el movimiento de rotación desde un eje hasta otro mediante el contacto sucesivo de pequeñas levas denominadas dientes. Los dientes de una rueda dentada pueden ser cilíndricos o helicoidales.

La principal clasificación de los engranajes se efectúa según la disposición de sus ejes de rotación y según los tipos de dentado. Según estos criterios existen los siguientes tipos de engranajes:

- a. Ejes paralelos
 - 1) Cilíndricos de dientes rectos
 - 2) Cilíndricos de dientes helicoidales
 - 3) Doble helicoidales
- b. Ejes perpendiculares
 - 1) Helicoidales cruzados
 - 2) Cónicos de dientes rectos
 - 3) Cónicos de dientes helicoidales
 - 4) Cónicos hipoides
 - 5) De tornillo sinfín y corona

Por aplicaciones especiales pueden ser, planetarios, interiores o de cremallera. Y según la forma de transmitir el movimiento, transmisión simple, transmisión con engranaje loco, transmisión compuesta (tren de engranajes) y transmisión mediante cadena o patea dentada (Electronica Estudio, 2011).

Cada engranaje tiene sus fórmulas constructivas y terminología que definen su geometría básica. La capacidad de trabajo de un engranaje se caracteriza por su resistencia mecánica a los esfuerzos producidos por las cargas actuantes. Para la verificación de la capacidad de carga de los engranajes cilíndricos han sido dos los

criterios más difundidos y estudiados, siendo estos la resistencia a los esfuerzos de contacto y resistencia a la flexión por tensión. El criterio de resistencia a los esfuerzos de contacto analiza la capacidad de trabajo de los flancos activos de los dientes considerando que no ocurra un deterioro por fatiga superficial (picadura) antes de un plazo de tiempo previsto. En cambio, el criterio de resistencia a la flexión verifica que no ocurra la fractura a través de los dientes por fatiga volumétrica y pueda ser cumplido el plazo de tiempo esperado para el servicio en explotación (González Rey, 2009).

La necesidad de precisar el valor del esfuerzo límite de los materiales para engranajes en determinado número de ciclos de carga, ha promovido declarar ecuaciones y análisis de esfuerzo permisible para dichos elementos. La norma AGMA (American Gear Manufacturers Association) estipula un procedimiento para estimar la vida útil de un engranaje según su geometría y condiciones de uso, además de definir estándares de manufactura (González Rey, 2009).

a. *Engranajes rectos.* Engranajes en los cuales los dientes son paralelos al eje de simetría del engrane. Siendo la forma de engrana más simple y menos costosa. Estos pueden llegar a alcanzar una eficiencia alrededor de 98 a 99% (Norton, 2009).

b. *Tornillo sinfín y corona.* Engrane de un solo diente enrollado continuamente alrededor de su circunferencia un número de veces. Este tornillo puede engranarse con una corona, cuyo eje es perpendicular al del tornillo sinfín. Estos juegos de engranes tiene la ventaja de presentar altas relaciones de engranes en un paquete pequeño y pueden soportar cargas elevadas.

La ventaja principal del juego de tornillo sinfín es que puede diseñarse para que la contramarcha no sea posible, pudiendo el juego solamente accionarse por el tornillo. La fricción puede ser suficientemente grande para evitar ser retroaccionado por la corona. Por tanto, puede ser utilizado sin freno en aplicaciones de mantenimiento de carga (Norton, 2009).

D. Delimitación e impacto del módulo

Generalmente no se tienen las facilidades necesarias para que las personas en silla de ruedas se puedan movilizar, específicamente en Guatemala éstas son aún más escasas o inclusive inexistentes; por lo que surgió el deseo de realizar un proyecto innovador en el país, para motivar a otras a personas a idear y realizar nuevas aplicaciones para el beneficio común.

La idea del proyecto fue crear una silla de ruedas de tamaño real, con características innovadoras que presenten una nueva solución para que la persona pueda desenvolverse de mejor manera con su entorno. Con base en las investigaciones realizadas previamente por el grupo INNOVA y los nuevos objetivos establecidos, se adaptaron y modificaron los sistemas mecánicos; dichas modificaciones se realizaron para solucionar los problemas estructurales y de control que se presentaron en el prototipo, y mejorar el desempeño de la silla ante diferentes circunstancias no consideradas en la segunda fase.

La finalidad del Módulo de mecánica fue crear una silla eléctrica segura, con el menor peso y al menor costo posible. El peso de la estructura es un factor crítico, debido que al reducirlo se aumenta la capacidad de movilizar a un usuario de mayor peso. Por lo tanto, se eligieron los materiales más livianos posibles que cumplieron con las características deseadas y que no tuvieran un costo elevado, además se diseñó usando la menor cantidad de piezas posible (a estas se les removió el material innecesario para reducir su peso). Como en este proceso no sólo se consideró el cálculo de esfuerzos sino también los demás aspectos mencionados, se debió modificar el diseño y reiterar el proceso hasta que los tres aspectos fueran aceptables.

La importancia del Módulo de mecánica respecto al proyecto, radica en el hecho que existe una dependencia directa con el área de sensores, potencia y control para lograr el correcto funcionamiento de todo el sistema. A partir de la información que se obtiene del ambiente y las instrucciones del usuario, se generan las señales que controlan los motores que dan movilidad a los mecanismos implementados. Estos mecanismos se diseñaron de una forma flexible para cumplir con las especificaciones

necesarias y además tener funciones adicionales. Un ejemplo es el mecanismo de traslación del asiento y el sistema Tri-Star, que permiten a la persona elevarse y acercarse a elementos que están a una mayor altura.

Tabla No.37. Dimensiones y características de la silla de ruedas

Dimensiones y características	
Peso combinado de la persona y silla	450 lb
Dimensiones de la silla (AxLxH)	88x110x117 cm
Altura máxima de las gradas	20 cm
Ángulo máximo de operación	45°
Energía disponible	24V 26Ah y 30V 25Ah
Presupuesto	Q 105,000
Ambiente de operación	Superficies regulares con poca polución

E. Metodología del módulo

El proceso de diseño se enfocó en definir los diferentes escenarios en los cuales la silla debe funcionar, y determinar para cada pieza cuándo está expuesta a su mayor esfuerzo. A partir de la evaluación del prototipo se detectaron problemas que se pueden presentar en la silla, por lo que se requirió un nuevo diseño para prevenir dichos problemas y satisfacer los nuevos objetivos. Para cada pieza se debió reiterar su proceso de diseño hasta obtener resultados satisfactorios para las nuevas condiciones. Cada nuevo diseño se evaluó basándose en criterios y modelos matemáticos que demostraron cuándo el elemento funciona correctamente.

Con base a los conocimientos de mecanismos y materiales, se diseñaron elementos mecánicos que en conjunto forman la silla de ruedas. Los elementos diseñados son: el chasis, la estructura del asiento, los mecanismos de estabilidad y el sistema Tri-Star; los cuales incluyen engranajes, ejes y estructura utilizados en cada sistema. Los motores, cajas reductoras, cojinetes, controladores y sensores no fueron

diseñados, más si se eligieron para que dichos elementos se desempeñaran correctamente en conjunto.

En síntesis el módulo se desarrolló de la siguiente forma:

1. Diseño del sistema Tri-Star
2. Diseño del sistema de estabilidad
 - a. Mecanismo de traslación del asiento
 - b. Mecanismo de rotación del asiento
3. Diseño de las estructuras de soporte
 - a. Chasis
 - b. Estructura del asiento
4. Construcción de la silla

F. Sistema Tri-Star

1. Diseño. Debido a que el sistema ya había sido planteado por el grupo INNOVA, en base a su diseño general se determinaron cada uno de sus componentes según sus nuevas dimensiones y condiciones al cual va a estar expuesto.

a. Inicialmente para los engranajes rectos se investigó su disponibilidad en el mercado y si dichos elementos que ya están manufacturados cumplían con los requisitos establecidos, debido a que no se obtuvo toda la información necesaria para asegurar su correcto funcionamiento se prefirió diseñar cada uno de los engranajes. Para el cálculo de esfuerzos y factores de seguridad se utilizó el criterio de AGMA (American Gear Manufacturers Association) para engranajes rectos, estos resultados se corroboraron luego con la herramienta Autodesk Inventor (solamente para los engranajes de acero). Para determinar los factores de seguridad en los engranajes de metal se compararon los esfuerzos permisibles y últimos en flexión y contacto según las ecuaciones de AGMA, para los engranajes de plástico se comparó el esfuerzo permisible de flexión contra un esfuerzo último ya definido para cada material, según condiciones específicas de uso (Tabla No.81).

b. El cálculo de los esfuerzos en los ejes se basó en el criterio de energía de distorsión (usando torsión y momento máximo) tanto para fatiga (esfuerzo dinámico) como de fluencia (esfuerzo estático), para cada eje se definió los tipos de cojinetes a acoplar según sus condiciones de trabajo y la disponibilidad espacial. El diseño de los ejes dependió de cómo el sistema se va a ensamblar y de los componentes a los que está sujeto (motores, engranajes, cojinetes, etc.). El punto crítico de cada eje se determinó por medio de la herramienta Inventor.

c. Los cojinetes se analizaron con las ecuaciones de SKF usando la herramienta Inventor, considerando que la carga máxima a la que están expuestos es constante en todo momento.

d. Los triángulos se analizaron con la función de análisis de esfuerzo de la herramienta Inventor, teniendo en cuenta el material, la geometría de la pieza y las cargas, la función despliega el esfuerzo al que está sujeto cada punto, su deflexión y factores de seguridad. Se consideraron tres casos para determinar en qué momento las piezas poseen mayor esfuerzo.

2. Resultados. El sistema consta de dos mecanismos principales, el primero es un tren de engranajes planetarios que transmite el torque del eje central hacia cada uno de los tres extremos donde están ubicadas las ruedas. El segundo mecanismo es un tren de engranajes rectos, el cual uno de ellos está acoplado a las estructuras triangulares permitiendo así rotar todo el sistema.

Figura No.268. Mecanismo de rotación de las ruedas

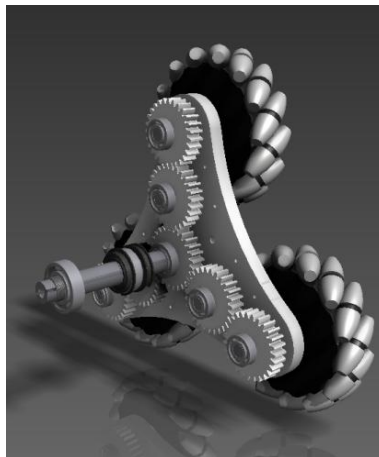


Figura No.269. Mecanismo de rotación del sistema

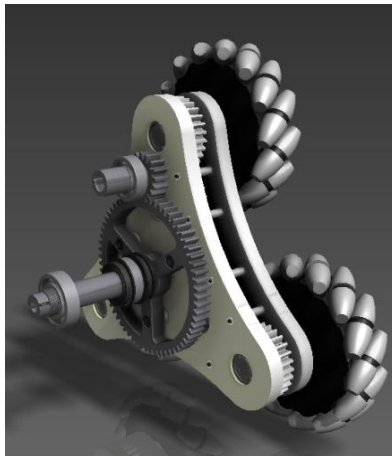
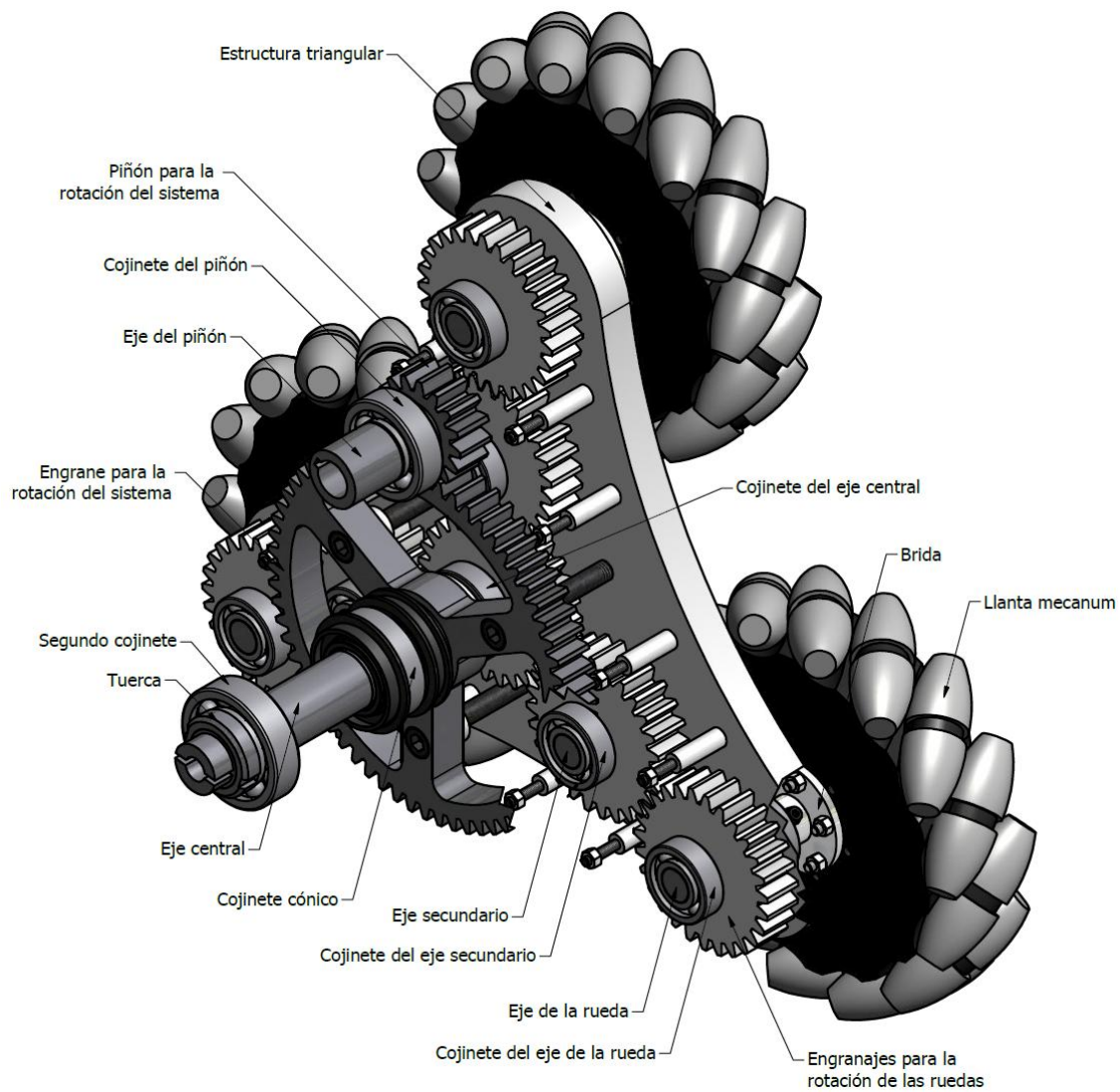


Figura No.270. Piezas principales del sistema Tri-Star



a. Engranaje para la rotación del sistema. El engranaje se analizó usando la herramienta Inventor. Este se diseñó según las características generales del motor Brushless (motor sin escobillas o BLDC) que lo impulsa y a sus condiciones mínimas de funcionamiento (factor de seguridad, relación, vida, etc.).

Para todos los engranajes (acero y plástico) se asumió un número de calidad 6 y una máquina impulsada de impacto moderado.

Tabla No.38. Engranajes rectos para la rotación del sistema Tri-Star

Características	
Eficiencia	0.98
Material	Acero AISI 1020 cementado
Potencia	0.25 hp @ 42 rpm
Torque de salida	169.5 Nm
Vida requerida	10220 hr
Módulo	3 mm
Número de dientes	Piñón: 16, Engrane: 64
Ancho	20 mm
Peso	5 lb aprox.
Factores de seguridad	Flexión Piñón: 4.33 Engrane: 1.55 Contacto Piñón: 1.22 Engrane: 1.31

b. Engranajes para la rotación de las ruedas. Para el mecanismo de rotación de las ruedas se decidió utilizar las mismas dimensiones para todos sus engranajes.

Tabla No.39. Datos de los engranajes para la rotación de las ruedas

Datos del engranaje	
Material	Ertalon (Nylon)
Potencia	0.17 hp @ 100 rpm
Torque de salida	12.1 Nm
Módulo	3 mm
Número de dientes	27
Ancho	20 mm
Peso	0.117kg (0.26 lb)
Esfuerzo de flexión	3715 psi
Factores de seguridad de flexión	1.61

c. **Eje y cojinete del piñón.** El eje que sujeta al piñón que da rotación al sistema Tri-Star está sometido al torque (42.4 Nm) del motor BLDC y a la fuerza total (1879.5 N) que ocasiona transmitir dicho torque. Los diámetros del eje dependieron del diámetro del eje del motor a acoplar y las dimensiones permisibles del engranaje.

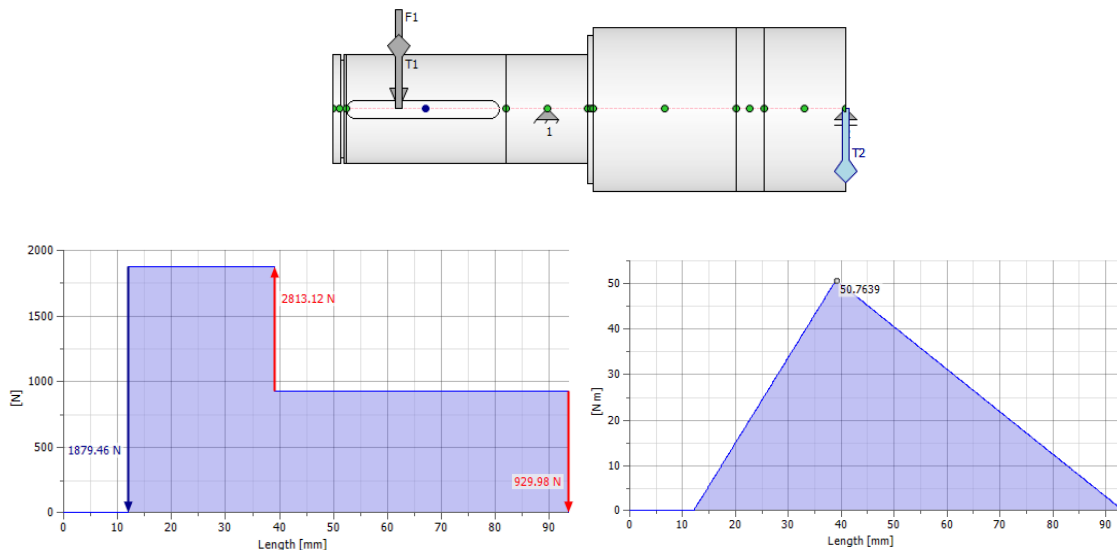
Figura No.271. Cargas y diagramas de corte y momento del eje del piñón

Tabla No.40. Información general de los ejes de la silla de ruedas

Resistencia a la fatiga	
Material	Acero 4340
Resistencia a la fluencia (S_y)	689MPa
Resistencia a la tensión (S_{ut})	825MPa
Temperatura de trabajo	76.67 °C
Resistencia a la tensión modificada (S_{ut})	841.35MPa
Límite de resistencia ($S' e$)	420.67 MPa
Acabado superficial	Maquinado
Factor de superficie (k_a)	0.76
Factor de tamaño (k_b)	1.00
Fuerzas actuantes	Flexión y torsión
Factor de carga (k_c)	0.59
Factor de temperatura (k_d)	1.02
Confiabilidad	99.90
Factor de confiabilidad (k_e)	0.75
Factor de efectos varios (k_f)	1
Límite de resistencia a la fatiga (S_e)	142.20 MPa

Tabla No.41. Cálculo del eje del piñón

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.02m
Momento alternante máximo (M_a)	50.76Nm
Torsión medio [T_m]	42.40Nm
Esfuerzo de flexión (σ_a)	64.64MPa
Esfuerzo de torsión (σ_m)	26.99MPa
Cálculo de fatiga por energía de distorsión	
Esfuerzo de Von Mises alternante ($\sigma' a$)	64.64MPa
Esfuerzo de Von Mises medio ($\sigma' m$)	46.75MPa
Factor de seguridad por fatiga, Goodman modificado (n)	1.96
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \max$)	79.77MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	8.64

Los soportes del eje constan de un cojinete y el eje del motor, para determinar las reacciones en cada soporte se extendió el eje hasta el punto donde aproximadamente inicia el cojinete del motor (el motor soporta parte de la carga). Todos los cojinetes de la silla de ruedas fueron diseñados para un factor de sobrecarga de 1.2, una confiabilidad de 0.99 y a una temperatura de trabajo máxima de 100°C.

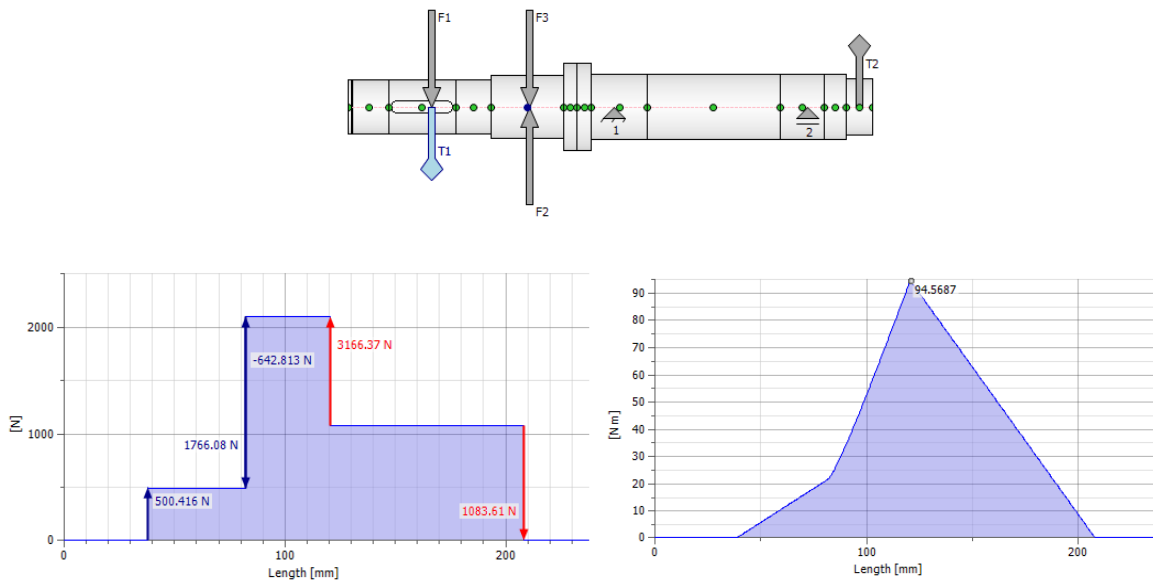
Tabla No.42. Datos del cojinete para el eje del piñón

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6304-2RS1 (SKF, 2008)
Dimensiones	52 x 20 x 15 (D x d x l)
Peso	0.14 kg (0.308 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	2.77
Fuerza radial	2813 N
Velocidad angular	42 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	10229 hr

El motor BLDC soporta hasta 240 lb y está expuesto a un máximo de 209 lb, por lo que es aceptable usar su eje como soporte (Tabla No.56).

d. Eje central y sus cojinetes. Las cargas a la que está sometido el eje central son: un cuarto del peso total de la silla (500 N), la fuerza tangencial (1766 N) y radial (642.8 N) del engranaje que da rotación al sistema Tri-Star y el torque máximo (14.7 Nm) para la rotación de las ruedas.

Para el cálculo de esfuerzos no se tomó en cuenta los cojinetes en los extremos que unen al eje con los triángulos ya que estos no dan soporte directo al eje, sólo se consideró los dos cojinetes que lo conectan al chasis.

Figura No.272. Cargas y diagramas de corte y momento del eje central**Tabla No.43.** Cálculo del eje central

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.03m
Momento alternante máximo (Ma)	94.57Nm
Torsión medio [Tm]	14.70Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	35.68MPa
Esfuerzo de torsión (τ_m)	2.77MPa
Cálculo de fatiga por energía de distorsión	
Esfuerzo de Von Mises alternante ($\sigma' a$)	35.68MPa
Esfuerzo de Von Mises medio ($\sigma' m$)	4.80MPa
Factor de seguridad por fatiga, Goodman modificado (n)	3.90
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \max$)	36.00MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	19.14

A través de los diagramas de corte se determinaron las fuerzas radiales que actúan en cada cojinete. Se consideró que la silla puede alcanzar una inclinación lateral máxima de 45° (inclinación máxima de las gradas), provocando que el eje también este expuesto a una fuerza axial (un medio de la carga axial total). Por los que se decidió usar

un cojinete cónico que soportara la mayor carga radial (3166.37 N) y dicha fuerza axial.

En un inicio se calculó para un cojinete de bolas, pero estos no soportaban la carga radial.

Tabla No.44. Datos del cojinete cónico para el eje central

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Cónico 32006 (SKF, 2010)
Dimensiones	55 x 30 x 17 (D x d x l)
Peso	0.17kg (0.37 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	10.47
Fuerza radial	3166.37 N
Fuerza axial	707.78 N
Velocidad angular	100 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	61564 hr

Para el segundo cojinete, se eligió utilizar un cojinete de ranura profunda ya que este sólo soporta cargas radiales.

Tabla No.45. Datos del segundo cojinete para el eje central

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6206-2RS1 (SKF, 2008)
Dimensiones	62 x 30 x 16 (D x d x l)
Peso	0.2kg (0.44 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	10.34
Fuerza radial	1083.61 N
Velocidad angular	100 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	132594 hr

Para los cojinetes conectados a las estructuras triangulares se usó la misma carga que la calculada para los cojinetes de los ejes de las ruedas.

Tabla No.46. Datos de los cojinetes conectados a las estructuras triangular para el eje central

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6005-2RS1 (SKF, 2008)
Dimensiones	47 x 25 x 12 (D x d x l)
Peso	0.077kg (0.17 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	7.48
Fuerza radial	875.80 N
Velocidad angular	100 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	50592 hr

e. Ejes de las ruedas, ejes secundarios y cojinetes. Las cargas a las que está sometido el eje de las ruedas son: el torque máximo y la fuerza total que genera el engranaje para la rotación de las ruedas (322 N), y un cuarto del peso de la silla de ruedas (cuando sólo está apoyada una de las tres ruedas del sistema).

Figura No.273. Cargas y diagramas de corte y momento del eje de la rueda

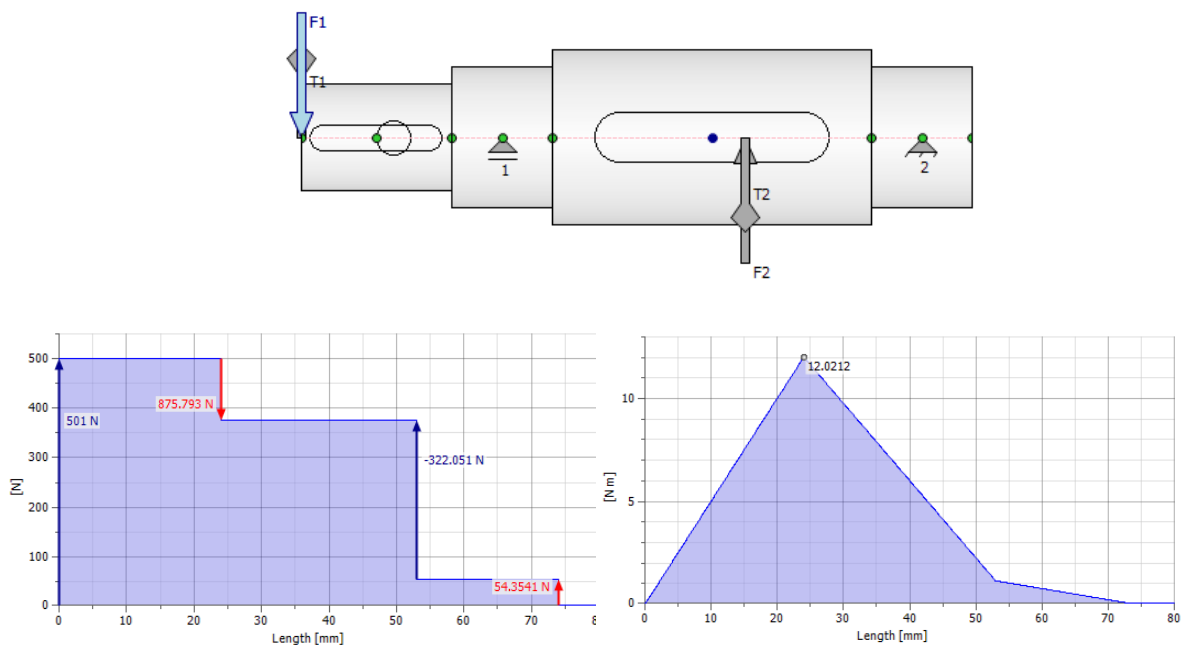


Tabla No.47. Cálculo del eje de las rueda

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.017m
Momento alternante máximo (Ma)	12.02 Nm
Torsión medio [Tm]	14.70Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	24.92 MPa
Esfuerzo de torsión (τ)	15.24 MPa
Cálculo de fatiga por energía de distorsión	
Esfuerzo de Von Mises alternante ($\sigma' a$)	24.92 MPa
Esfuerzo de Von Mises medio ($\sigma' m$)	26.40 MPa
Factor de seguridad por fatiga, Goodman modificado (n)	4.84
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \max$)	36.30 MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	18.98

Los diámetros de los ejes secundarios son los mismos que el de los ejes de las ruedas, al igual que sus cojinetes, para simplificar así el diseño del sistema.

Tabla No.48. Datos de los cojinetes para los ejes secundario y de las ruedas

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6203-2RS1(SKF, 2008)
Dimensiones	40 x 17 x 12 (D x d x l)
Peso aproximado	0064kg (0.14lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	5.42
Fuerza radial	875.8 N
Velocidad angular	100 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	29575 hr

f. Estructura triangular. Para el análisis de esfuerzos (por medio de la energía de distorsión o de Von Mises) de la estructura triangular se consideró tres casos, en ellos una sola rueda del sistema está apoyada y sólo tres de los cuatro sistemas están soportando el peso total de la silla (por el terreno irregular un sistema puede no estar tocando el suelo). El primero caso es cuando el apoyo está en línea con la vertical (que pasa por el eje central). El segundo cuando el apoyo está en línea con la horizontal (esta posición se puede presentar al estar subiendo gradas) y el tercer caso cuando la segunda rueda esta por tocar el suelo.

La carga a la que se expuso cada triángulo es un tercio del peso de la silla (150 lb) sobre el cojinete central. Se asumió que un triángulo soporta toda la carga aunque el sistema esté formado por dos triángulos adyacentes.

Figura No.274. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el primer caso

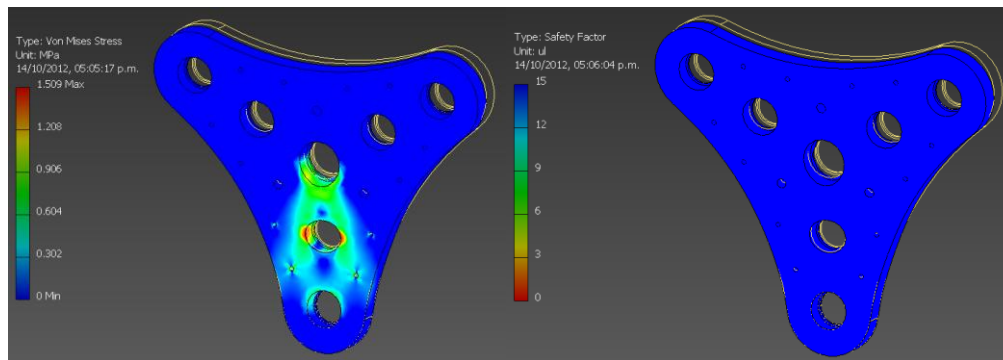


Figura No.275. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el segundo caso

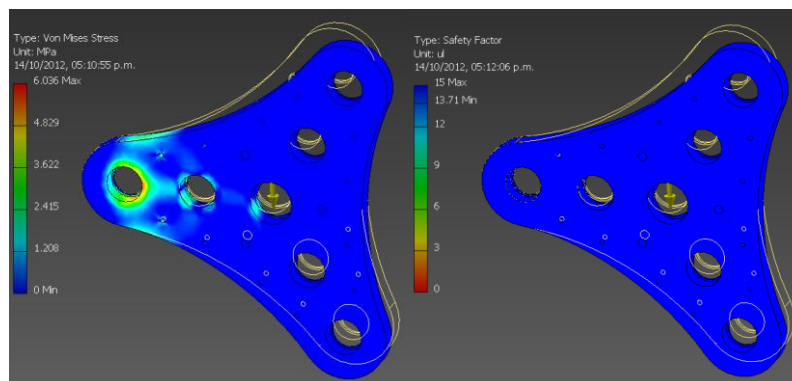
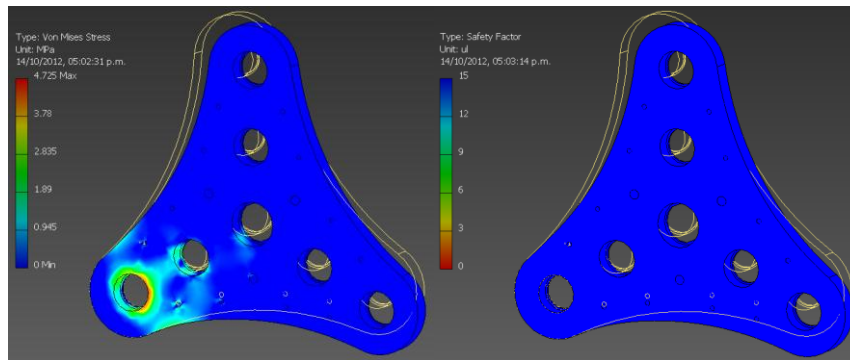


Figura No.276. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el tercer caso



Se observó que para el segundo caso existe un factor de seguridad igual a 13.71, indicando que este es el más crítico. Debido a que en esta posición el sistema se debe elevar, es necesario incluir en su análisis el torque de salida del engranaje de acero (169.5 Nm), al aplicar el torque el factor de seguridad se redujo a 13.38. Dicho factor asegura un correcto funcionamiento de la estructura triangular. El triángulo se eligió de nylon por su bajo costo y peso en comparación al aluminio y al acero, respectivamente.

Figura No.277. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para el segundo caso con torque de rotación

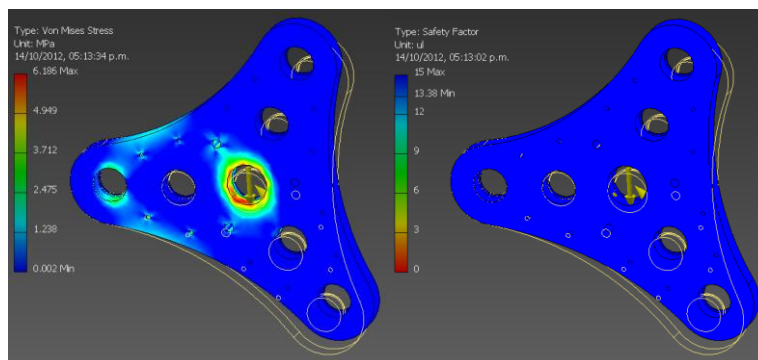
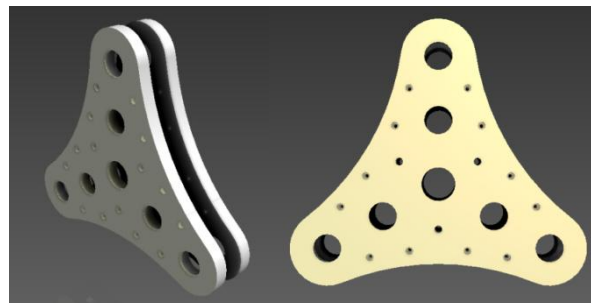


Figura No.278. Estructura triangulares del sistema Tri-Star



g. Acoples y ensamble. Todos los cojinetes de ranura profunda, a excepción de algunos del eje central, no requirieron de seguros para mantenerlos en posición, estos se retienen con la misma presión que le ejerce los hombros del eje. Para evitar un sistema de lubricación se eligieron rodamientos sellados, el único que requirió de dicho sistema fue el cojinete cónico el cual no se manufactura con sellos.

Figura No.279. Arreglo de los ejes y cojinetes del sistema Tri-Star

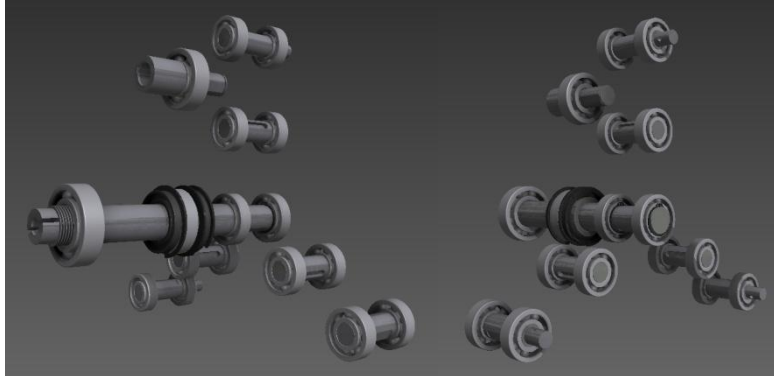
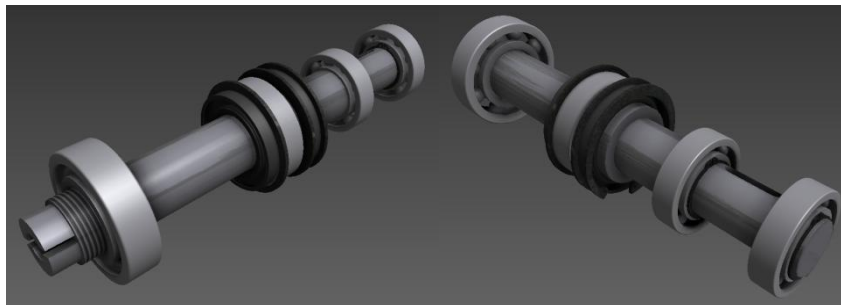


Figura No.280. Arreglo de los cojinetes del eje central



Los engranajes plásticos y el piñón de acero se aseguraron a los ejes por medio de dos opresores (Figura No.281). El engrane de acero se conectó a los triángulos por medio de tres pines que atraviesan las dos estructuras. Se utilizó separadores plásticos en los pines y en el centro del engrane con el fin de mantener las piezas en su lugar y para evitar el descentrado de las piezas (Figura No.282).

Figura No.281. Ensamble de los engranajes plásticos y el piñón de acero del sistema Tri-Star

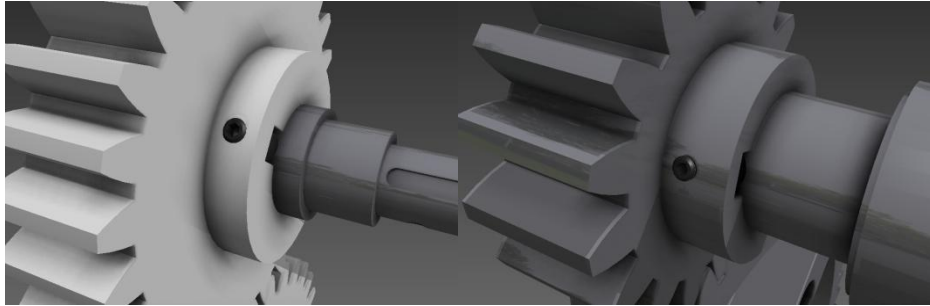
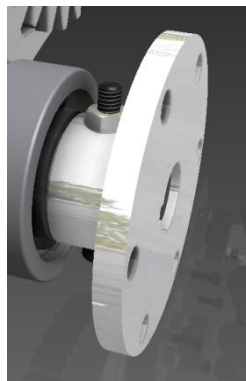


Figura No.282. Ensamblaje del engranaje de acero del sistema Tri-Star



Cada rueda se acopló al eje por medio de una brida la cual posee una cuña para transmitir el torque y un agujero pasado para un pin que la asegura a dicho eje.

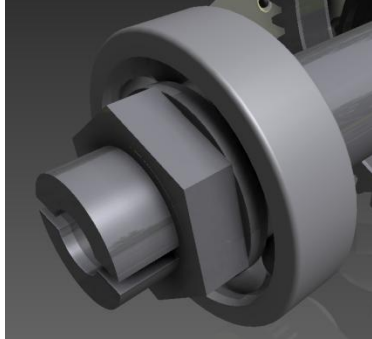
Figura No.283. Conexión de la brida al eje de la rueda



El sistema se conecta a la silla por medio del eje central, usando una tuerca que asegura el eje contra otro cojinete acoplados al chasis. Este acople también permite

graduar la fuerza con la que se presiona el eje contra el cojinete cónico con el fin de mantenerlo centrado.

Figura No.284. Conexión de la tuerca para asegurar el eje central



3. Discusión. El objetivo de este proceso de diseño fue la elaboración de un sistema capaz de desempeñarse correctamente ante sus nuevas exigencias (cargas y tiempos de accionamiento).

El proceso se inició a partir de un conocimiento previo de ciertas medidas que debía poseer el sistema (Figura No.318), que son el tamaño de las ruedas y las distancias entre centros de los engranajes que dan rotación a las ruedas, estas distancias dictaminan el torque mínimo necesario para que la silla se eleve y pueda subir gradas. Estos datos fueron de importancia para elegir el motor y la relación de engranajes necesaria para alcanzar el torque mínimo. Estas medidas restringían en parte el diseño de los engranajes para la rotación de la ruedas ya que debían mantener una distancia entre centros específica.

Como primer paso del proceso se diseñó el engranaje que da rotación al sistema. Al realizar los cálculos de los engranajes, se observó que la herramienta Inventor mostraba factores de seguridad más pequeños que los calculados con las ecuaciones de AGMA, por lo que se tomó como base los resultados de Inventor.

Una de las mayores ventajas de diseñar los engranajes fue el control de su peso (por medio de agujeros o rebajes) sin afectar su integridad estructural. Tanto el material como las dimensiones del engranaje (módulo) se eligió con base en su resistencia y

costo, combinando dichas características del engranaje de tal forma que los dos criterios se cumplieran satisfactoriamente.

Para los engranajes que dan rotación a las ruedas se planteó inicialmente fabricarlos de acero, al definir sus dimensiones a partir de una distancia entre centros específica y un módulo que permita una más rápida manufactura (módulo 3), se observó que por las dimensiones de los dientes era posible usar un material plástico (Ertalon (Quadrant, 2009)) siendo más liviano, más rápido de manufacturar y de menor costo. Usar este material presenta la desventaja en que el engrane debe ser más grueso en comparación a uno de acero, lo cual afecta las dimensiones finales de la silla (está debe ser lo más compacta posible).

Los ejes se fabricaron de un acero bonificado (SAE 4340 (Metales Industriales, 2009)) para que fueran resistentes sin poseer grandes dimensiones, especialmente el eje central que soporta la mayor carga. Para el cálculo de los cojinetes se definió una inclinación lateral máxima de 45° , suponiendo el caso crítico donde la silla termine desalineada al subir gradas. Aunque los cojinetes de ranura profunda no soportan grandes cargas axiales, se determinó con la herramienta Inventor que estos si eran capaces de soportar dichas cargas, evitando el uso de cojinetes de contacto angular (estos requerían que los triángulos fueran más anchos).

Para el cálculo del eje secundario y de la rueda, se requirió solamente el análisis de este último debido a que está sometido a un mayor esfuerzo, dicho eje soporta además de las cargas causadas por los engranajes una parte del peso total de la silla. En lo que respecta a sus apoyos se decidió utilizar los mismos cojinetes para todos los ejes por simplicidad de diseño, este se eligió calculando el cojinete expuesto a mayor carga.

Las estructuras triangulares tienen como fin albergar los engranajes plásticos, sus ejes y cojinetes, y proteger al engranaje que da rotación al sistema, en caso la silla colisione con una grada el triángulo evita que se dañe dicho engranaje. Por costos al triángulo no se le realizó rebajes sino sólo las curvas entre aristas para evitar interferencias entre el triángulo y las gradas.

Para las ruedas se eligieron dos mecanum (AndyMark, 2012) y una neumática (AndyMark, 2012), las mecanum proporcionan un sistema de dirección al hacer variar las direcciones de giro de todas las ruedas en determinada forma, esto funciona a través de la combinación de vectores oblicuos que cada rueda genera por medio de rodillos acoplados alrededor de la misma. Este posee la desventaja de pérdida de torque por la eliminación de algunos componentes de los vectores (cuya proporción exacta de cada uno no se conoce) para lograr el movimiento deseado. Debido a dichas pérdidas y que los motores que impulsan a estas ruedas no fueron elegidos en base a cuanto se requería sino que eran lo que había en disponibilidad, se optó por tener una llanta neumática (como prevención) que transfiere todo el torque en un sólo sentido, asegurando así que la silla se pueda trasladar.

G. Sistema de estabilidad

1. **Diseño.** El sistema de estabilidad surgió como solución para uno de los principales problemas que presentaba el prototipo. Cuando la silla empezaba a subir gradas se observó que la persona iba a estar en una posición muy inclinada (el asiento estaría a 45° al igual que la estructura) provocando inestabilidad en la silla al punto de esta poderse volcar. Como respuesta se planteó dos mecanismos que permiten al asiento trasladarse de un punto a otro y rotar sobre éste.

a. Como primer paso se definieron las dimensiones del sistema con el fin de calcular el torque necesario para cada mecanismo, conociendo las características del motor (los dos mecanismo usan el mismo) y dichos torques, se estableció las relaciones mínimas de engranajes a una eficiencia específica. Para estos mecanismos se eligió implementar engranajes de tornillo sinfín y corona para así aprovechar su característica de autobloqueo. Debido a que diseñar los engranajes con sus estructuras de soporte es de un costo muy elevado, se decidió adquirir las cajas reductoras ya fabricadas con determinadas características (tipo, tamaño, relación, eficiencia, etc.).

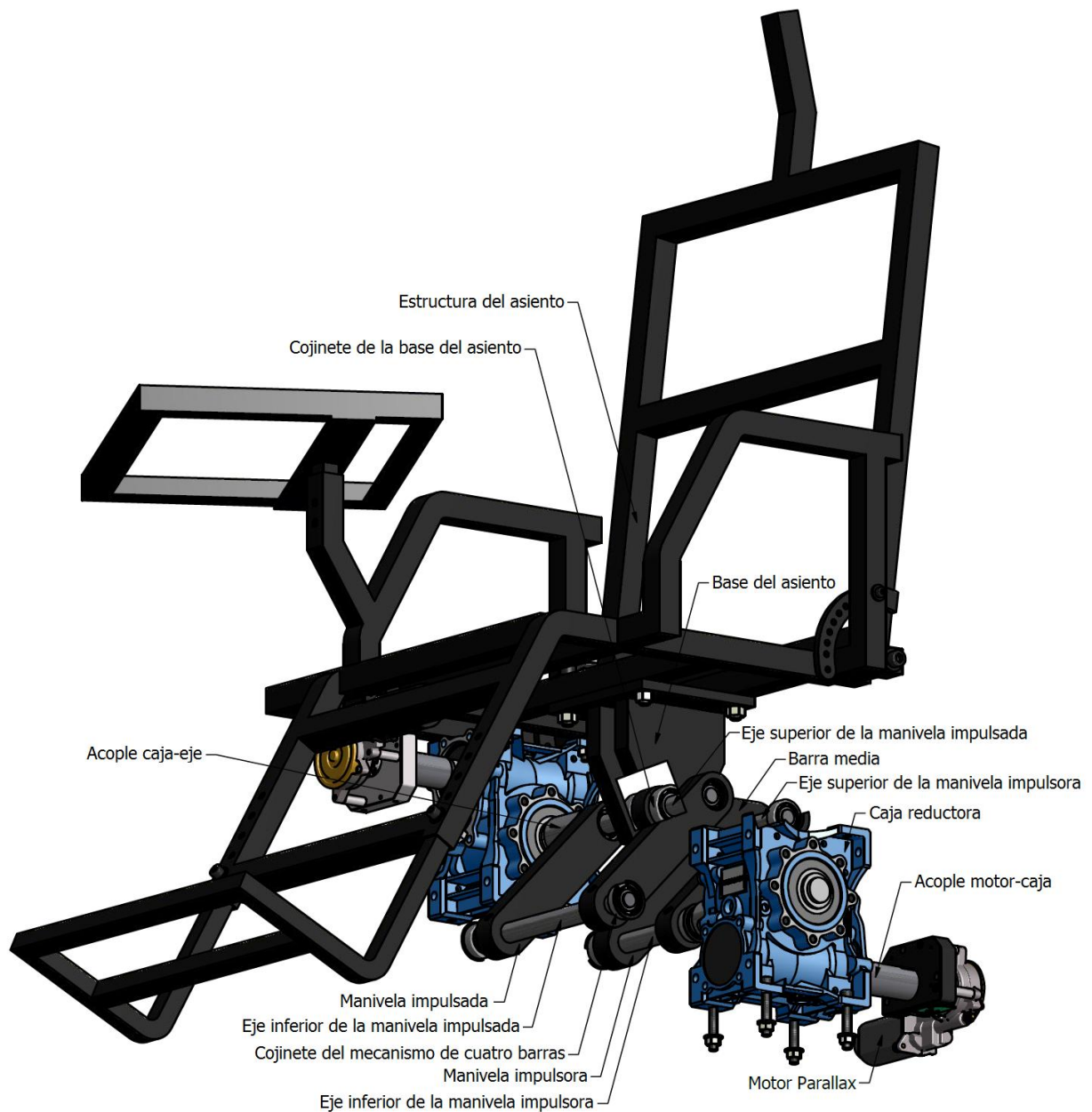
b. Para la traslación del asiento se planteó un mecanismo de cuatro barras de doble manivela donde la base del asiento está acoplada a un eje superior. Los ejes y las barras se analizaron con el criterio de energía de distorsión (usando torsión y

momento máximo) y los cojinetes con las ecuaciones de SKF. El punto crítico de cada eje se determinó por medio de la herramienta Inventor.

c. Para el mecanismo de rotación se determinó qué elemento del mecanismo de traslación permanece siempre en la misma posición, para referencias con respecto a este la rotación del asiento (se eligió el eje al que está acoplado la base).

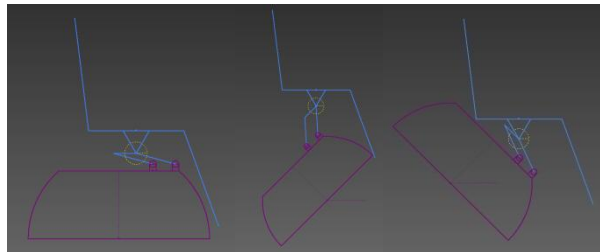
2. Resultados

Figura No.285. Piezas principales del sistema de estabilidad



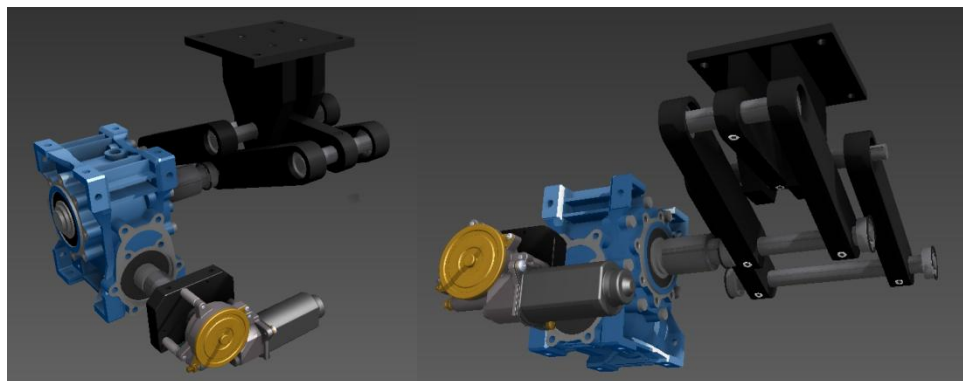
a. *Análisis geométrico del sistema.*Tras varias propuestas de longitudes de las barras y distancias entre apoyos se determinó que la mejor configuración es aquella donde la distancia entre soportes es más corta que el largo de las barras ya que en éste no existía colisión en ninguna de las dos posiciones críticas (inclinado y declinado 45°), por lo que a partir de esta distribución se varió el largo de las barras hasta encontrar un largo mínimo de 18 cm.

Figura No.286. Geometría del asiento con el mecanismo de cuatro barras



b. *Mecanismo de traslación.*El mecanismo de traslación consiste en un mecanismo de cuatro barras (caso especial de Grashof) de doble manivela, el fin de formar dicho mecanismo es que duplica con exactitud el movimiento rotatorio de la manivela impulsora, esta manivela es controlada por una caja reductora de tornillo sinfín y corona.

Figura No.287. Mecanismo de traslación



c. *Mecanismo de cuatro barras.*Para el mecanismo de cuatro barras se estableció un ancho y alto mínimo de las barras en el que se puede contener a los ejes y cojinetes calculados.

Figura No.288. Mecanismo de cuatro barras



A cada barra se le realizó un análisis de esfuerzos usando el criterio de la energía de distorsión por medio de la herramienta Inventor. Para el análisis de las barras se consideró el caso crítico cuando las manivelas están a una inclinación máxima de 21° . Esta inclinación provoca que las barras estén expuestas mayormente a reacciones de tensión y compresión, dichas reacciones son transmitidas a través de los ejes como fuerzas cortantes.

Figura No.289. Análisis de fuerzas del mecanismo de cuatro barras

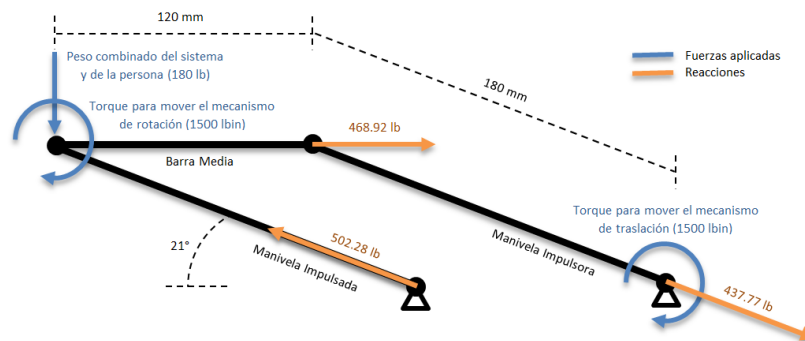


Figura No.290. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la manivela impulsora

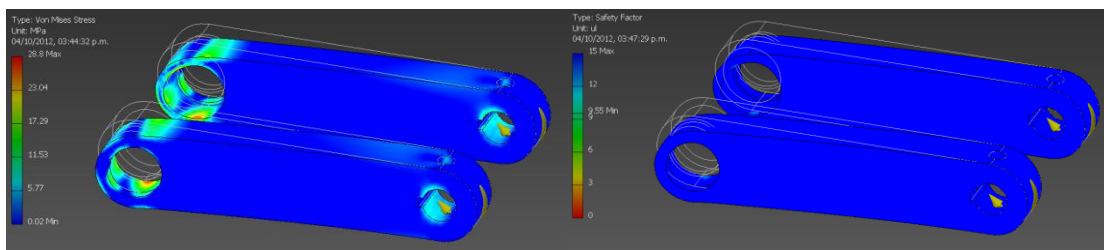


Figura No.291. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la manivela impulsada

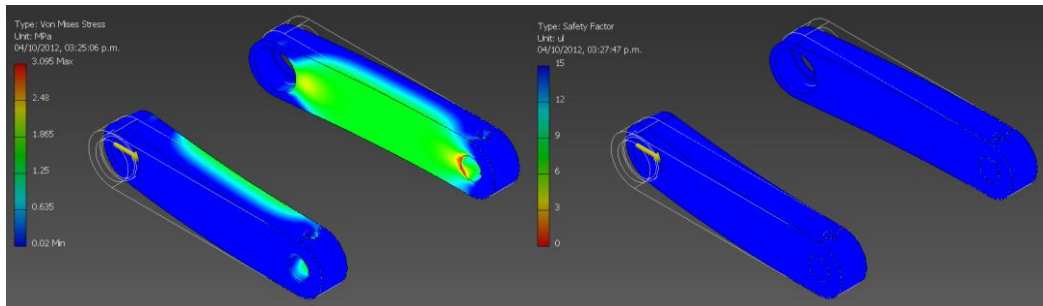


Figura No.292. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad para la barra media

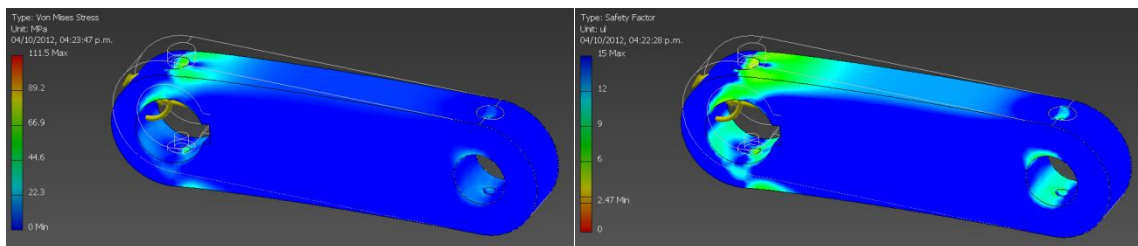
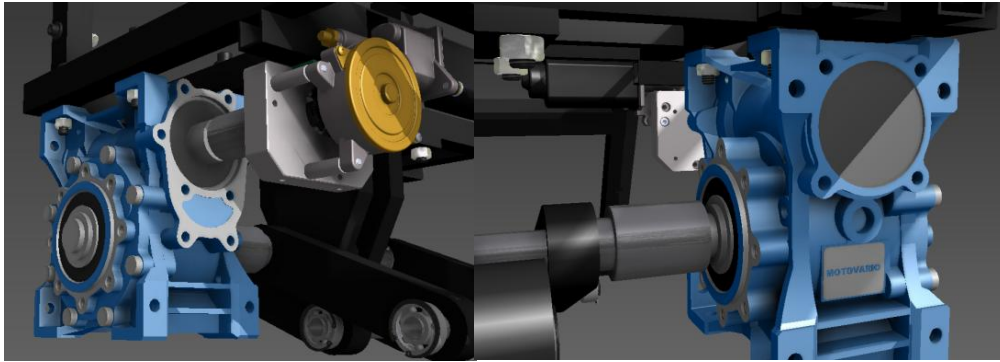


Tabla No.49. Factores de seguridad de las barras del mecanismo de cuatro barras

Factores de seguridad	
Manivela impulsora	9.55
Manivela impulsada	>15
Barra media	2.47

d. Mecanismo de rotación. La rotación del asiento se implementó a través de una caja reductora (de tornillo sinfín) sujeta a la estructura del asiento, cuyo eje de salida está acoplado al eje superior de la manivela impulsada (mecanismo de cuatro barras). A este último eje está conectada la base del asiento la cual gira libremente respecto a dicho eje. El eje superior de la manivela impulsada mantiene siempre la misma posición angular debido al tipo de mecanismo de cuatro de barras, por lo que la rotación de la base también puede ser referenciada respecto a la posición de la silla de ruedas. Debido a que la base y la estructura del asiento están conectadas entre sí, el giro de los dos elementos es limitado por la caja reductora.

Figura No.293. Mecanismo de rotación

e. **Ejes y cojinetes del sistema de estabilidad.** Los ejes con mayor esfuerzo en el sistema son los acoplados a las salidas de las cajas reductoras, siendo estos el eje inferior de la manivela impulsora (para el mecanismo de traslación) y el eje superior de la manivela impulsada (para el mecanismo de rotación). A todos los ejes no se les realizó un análisis de fatiga debido a que no giran completamente ni están en uso constante, por lo que se calculó solamente la fluencia por esfuerzo.

El eje inferior en su caso más crítico soporta el torque ($T_3 = 168.5 \text{ Nm}$) para mover al mecanismo de cuatro barras y una fuerza dividida de 1948 N (F_1 y F_2). Se asumió que las fuerzas y torques en los ejes se distribuyen equitativamente en sus conexiones.

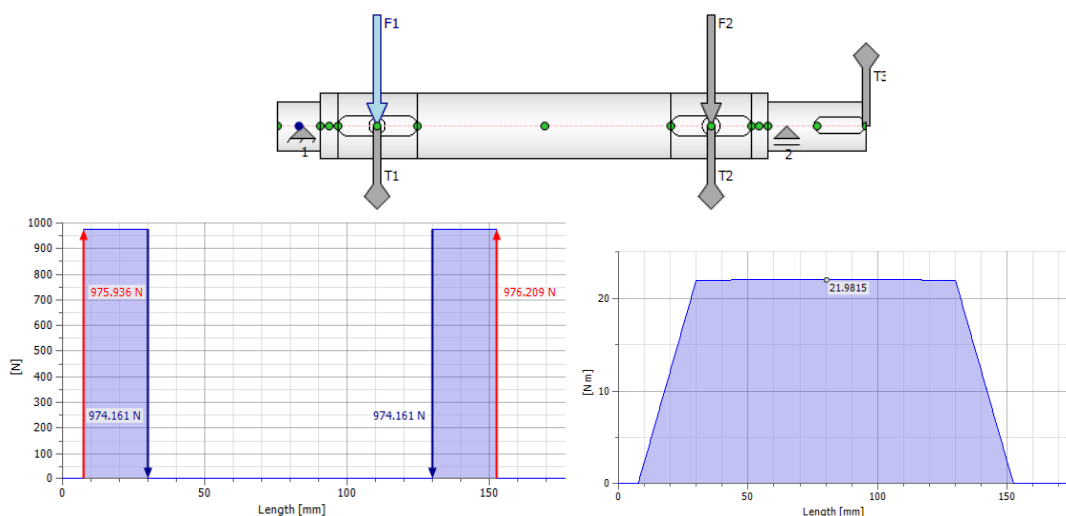
Figura No.294. Cargas y diagramas de corte y momento del eje inferior de la manivela impulsora

Tabla No.50. Cálculo del eje inferior de la manivela impulsora

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.015m
Momento alternante máximo (Ma)	21.98 Nm
Torsión medio [Tm]	169.5Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	66.34 MPa
Esfuerzo de torsión (τ_m)	255.78MPa
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises (σ'_{max})	447.96 MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	1.54

Las cargas a las que está sometido el eje superior de la manivela impulsada son, el torque para mover al mecanismo de rotación ($T_3 = 168.5 \text{ Nm}$), el peso combinado del sistema y de la persona (800.68 N) distribuido en sus dos apoyos (F_1 y F_3) y una fuerza central de 2086 N (F_2). Aunque el valor del torque y la fuerza aplicada debido al peso son inversamente dependientes entre sí (mientras menos inclinado este el asiento mayor es la carga directa al eje por lo que se requiere menor torque), para los cálculos se consideró que los dos están en su máximo valor.

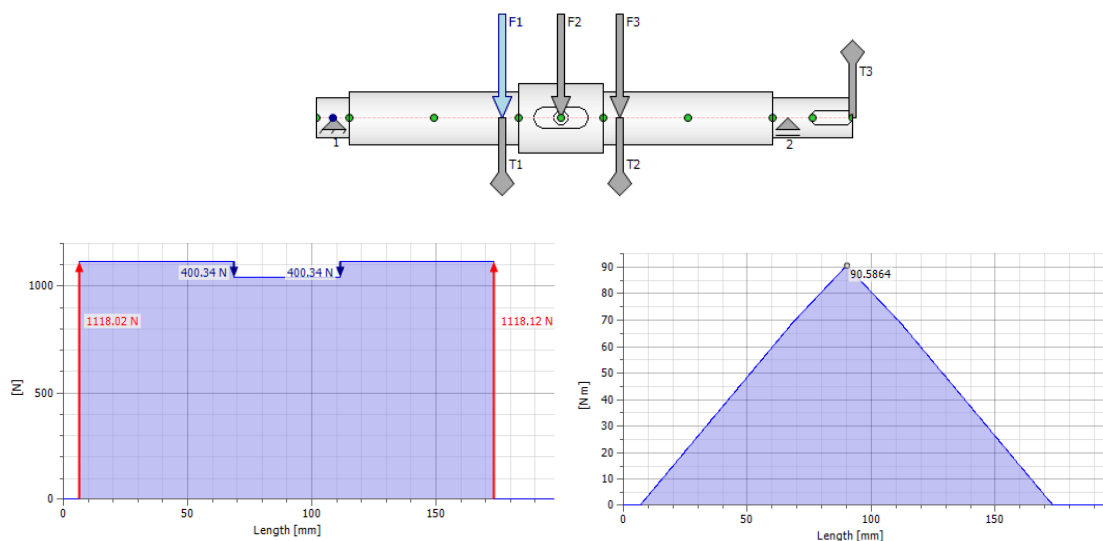
Figura No.295. Cargas y diagramas de corte y momento del eje superior de la manivela impulsada

Figura No.296. Cálculo del eje superior de la manivela impulsada

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.015m
Momento alternante máximo (Ma)	90.58 Nm
Torsión medio [Tm]	169.5 Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	273.37 MPa
Esfuerzo de torsión (τ)	255.78 MPa
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \text{ max}$)	520.58 MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	1.32

Los dos ejes restantes (eje superior de la manivela impulsora y eje inferior de la manivela impulsada) son elementos de soporte, por lo que sólo están expuestos a la reacciones del sistema. El eje superior está sometido a una carga central de 2086 N y el eje inferior a una carga dividida en dos de 2233 N.

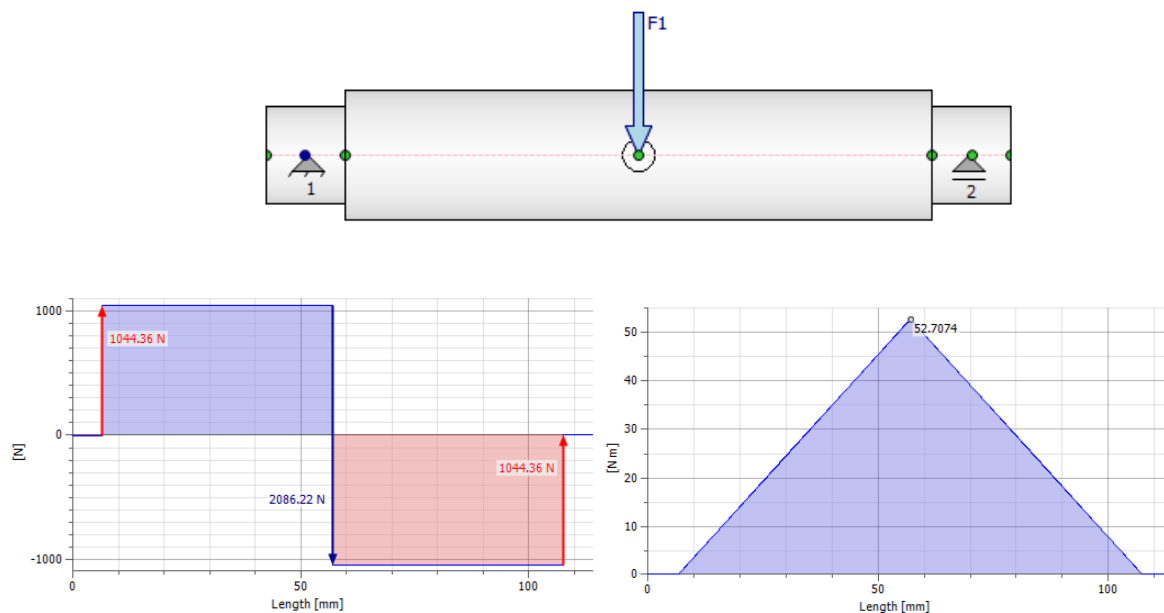
Figura No.297. Cargas y diagramas de corte y momento del eje superior de la manivela impulsora

Tabla No.51. Cálculo del eje superior de la manivela impulsora

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.02 m
Momento alternante máximo (Ma)	52.71 Nm
Torsión medio [Tm]	0.00Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	67.11 MPa
Esfuerzo de torsión (τ)	0.00 MPa
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \text{ max}$)	67.11 MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	10.27

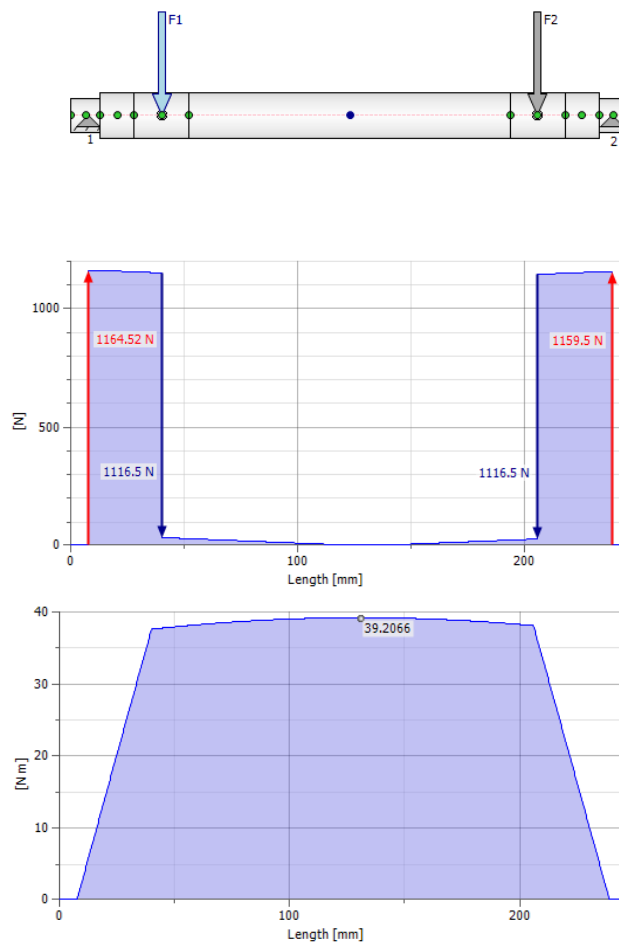
Figura No.298. Cargas y diagramas de corte y momento del eje inferior de la manivela impulsada

Tabla No.52. Cálculo del eje inferior de la manivela impulsada

Cálculo de cargas y esfuerzos	
Diámetro menor (d)	0.02 m
Momento alternante máximo (Ma)	39.20 Nm
Torsión medio [Tm]	0.00Nm
Esfuerzo de flexión (σ)	49.91 MPa
Esfuerzo de torsión (τ)	0.00 MPa
Cálculo de fluencia por energía de distorsión	
Esfuerzo máximo de Von Mises ($\sigma' \text{ max}$)	49.91 MPa
Factor de seguridad por fluencia (n_y)	13.80

Para la selección de los cojinetes del mecanismo de cuatro barras se consideró además de las reacciones calculadas en los ejes, la fuerza axial que se genera al estar el asiento inclinado un máximo de 45° (566.17 N). Por no conocer cómo se distribuye la fuerza, se asumió que cada cojinete soporta la fuerza axial total.

Para todos los ejes se eligió el mismo tipo de cojinete para simplificar el diseño, utilizando el cojinete calculado para el eje inferior de la manivela impulsada, siendo este el caso más crítico.

Tabla No.53. Datos de los cojinetes para los ejes del mecanismo de cuatro barras

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6202-2RS1 (SKF, 2008)
Dimensiones	35 x 15 x 11 (D x d x l)
Peso aproximado	0.045 kg (0.1 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	3.22
Fuerza radial	1164.5 N
Fuerza axial	566.17 N
Velocidad angular	3 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	1269273 hr

Los cojinetes de la base del asiento están sometidos a la misma carga axial que los cojinetes del mecanismo de cuatro barras, y a una carga radial igual al peso combinado del sistema y de la persona (caja cojinete soporta la mitad de la carga radial).

Tabla No.54. Datos de los cojinetes para la base del asiento

Datos del cojinete	
Tipo de cojinete	Ranura profunda 6004-2RS1 (SKF, 2008)
Dimensiones	42 x 20 x 12 (D x d x l)
Peso aproximado	0.068kg (0.15 lb)
Factor de seguridad estático (SKF)	8.62
Fuerza radial	400.34 N
Fuerza axial	566.17 N
Velocidad angular	3 Rpm
Vida requerida (mínimo 10220 hr)	629892 hr

f. Cajas reductoras. Debido a que los dos mecanismos para la traslación y rotación del asiento requieren torques similares (los dos torques se aproximaron a un valor máximo de 169.5 Nm) se decidió utilizar el mismo tipo de caja para cada uno. La elección de la caja se basó en su tamaño, material, costo, propiedad de autobloqueo y su torque de salida permisible. Debido a que el fabricante sólo da información con base en una situación específica, fue necesario obtener las características de los engranajes para poder determinar su eficiencia (aproximada) según las condiciones de operación en la silla de ruedas, usando las ecuaciones de geometría de los engranajes.

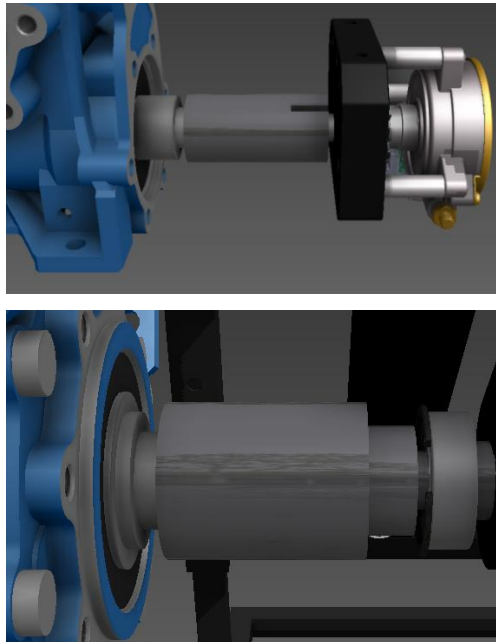
La potencia no fue un factor decisivo debido a que la mayoría de cajas se especifican a velocidades mucho más altas (alrededor 1000 rpm) en comparación a las que se piensa operar (100 rpm), por lo que sólo se necesitó asegurar que soportara un torque mínimo.

Tabla No.55. Datos de la caja reductora para los mecanismos de traslación y rotación

Datos generales	
Fabricante	Motovario
Serie	NRV-P063
Torque máximo	206 Nm @ 500 RPM
Material	Aluminio
Relación	40:1
Eficiencia	~0.50 @ 100 RPM
Peso	12.76 Lb

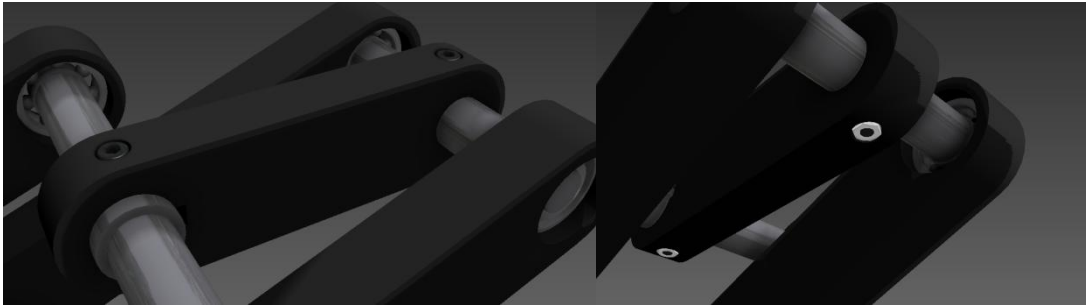
g. Acoples y ensamble. Cada mecanismo del sistema es impulsado por una caja reductora en cuyo eje de entrada está conectado un motor Parallax. La unión de estos elementos junto con cada eje impulsor de los mecanismos, se realizó por medio de acoples a la medida.

Figura No.299. Conexión entre los motores, cajas y ejes impulsores



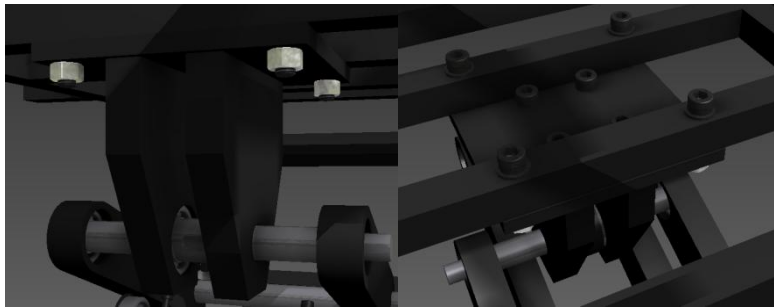
Las barras y los ejes se acoplan por medio de cojinetes de ranura profunda, para algunas barras se requirió usar pines para asegurar la posición de dichas barras respecto a sus ejes.

Figura No.300. Acoplamiento de las barras con los ejes



La base del asiento está compuesta por dos placas conectadas perpendicularmente a una placa cuadrada, estas dos placas albergan los cojinetes que permiten la rotación del asiento.

Figura No.301. Acoplamiento de la base con el mecanismo de cuatro barras

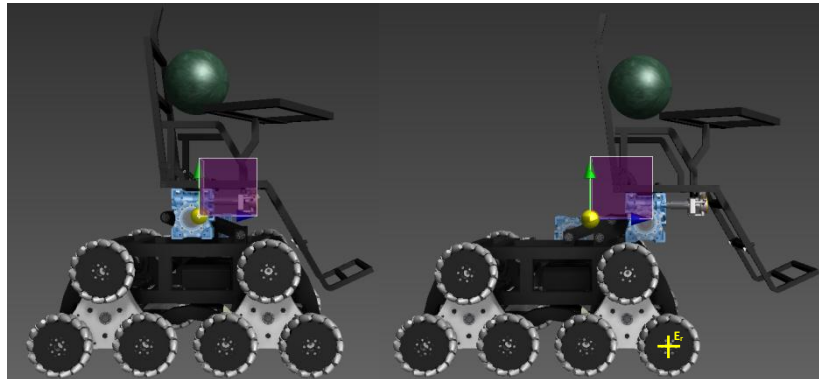


h. Estabilidad de la silla de ruedas. La estabilidad se analizó con ayuda de la herramienta Inventor, determinando el centro de gravedad de la silla de ruedas junto con la persona en diferentes circunstancias, y comparando si dicho centro se halla a la derecha o izquierda del eje sobre el cual rotaría la estructura (E_r). El peso de la persona se modeló como una esfera del mismo peso cuyo centro coincide aproximadamente con el centro de gravedad de la persona sentada (su localización depende de la complexión física de la persona y la posición de cada una de sus extremidades).

Para la posición de reposo o de traslación de la silla se analizaron los casos en donde el asiento está en su máxima traslación trasera y delantera (Figura No.302). Se observó que el centro de masa para las dos posiciones se halla a la izquierda de su eje de rotación (en caso esté a la derecha el sistema pierde el equilibrio) por lo que se puede

asegurar que el sistema es estable en dichas posiciones. En caso sólo esté apoyada una de las tres ruedas de los cuatro sistemas Tri-Star, el centro de gravedad se acerca más al eje de rotación volviendo el sistema más inestable.

Figura No.302. Centro de gravedad de la silla con el asiento trasladado en sus puntos máximos



La situación más crítica de inestabilidad es cuando la silla está subiendo gradas. Debido a la inclinación y a la posición de sus apoyos el eje de rotación se sitúa a la izquierda del centro de gravedad provocando que la estructura se vuelque (Figura No.303). Al implementar el sistema estabilidad el asiento se traslada hacia adelante moviendo el centro de gravedad a la derecha (Figura No.304) del eje de rotación, asegurando que el sistema mantenga su equilibrio aún en posiciones extremas.

Figura No.303. Centro de gravedad de la silla al subir gradas sin el sistema de estabilidad

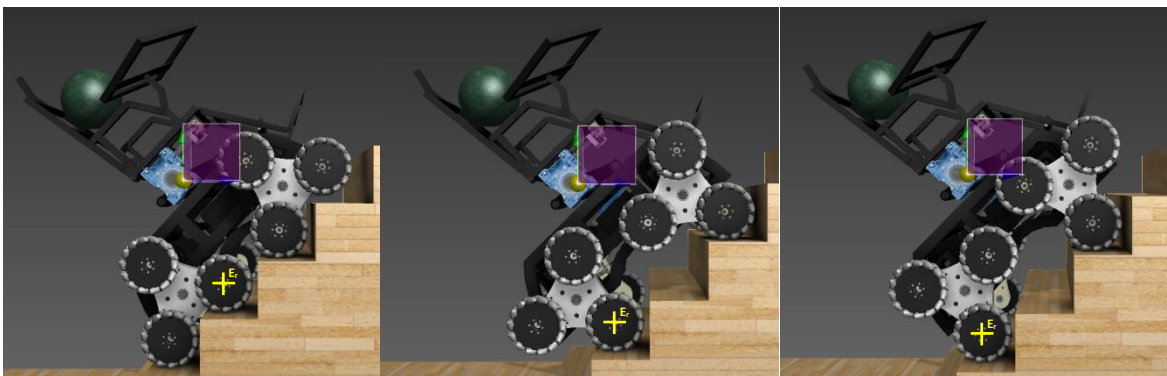
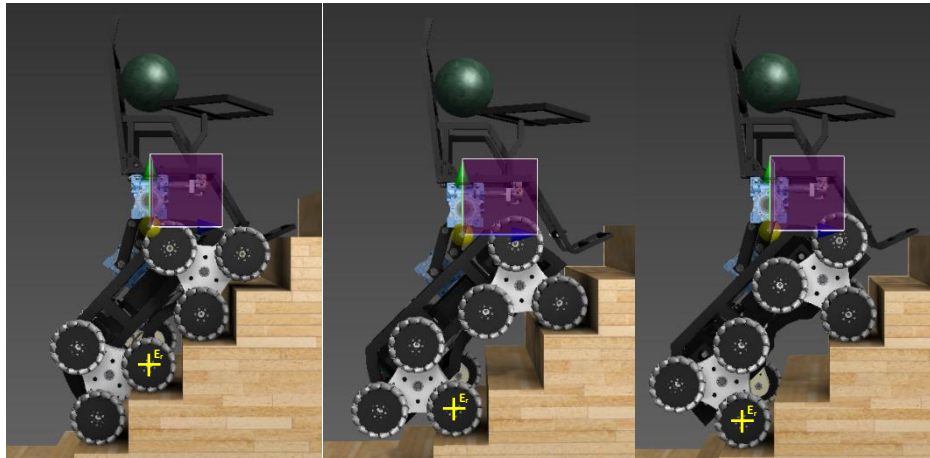


Figura No.304. Centro de gravedad de la silla al subir gradas con el sistema de estabilidad



3. Discusión. Al observar el funcionamiento del prototipo se percibió un problema de estabilidad en la silla de ruedas al estar subiendo gradas, por lo que el propósito de este sistema es permitir trasladar el asiento a punto donde éste puede girar sin problema, logrando que la persona siempre esté en una posición cómoda y estable (manteniendo el asiento sin inclinación).

Para la traslación se utilizó un mecanismo de cuatro barras el cual posee mayor estabilidad al equilibrar y resistir todas las cargas, en comparación a un mecanismo compuesto de una sola barra.

Como primer paso del proceso de diseño se determinó las medidas del asiento para definir así las dimensiones de los mecanismos de rotación y traslación. Se inició a partir de la geometría del asiento debido a que sí se basaba en un motor o una medida de barra estimada, al modelar los elementos se podía encontrar con interferencia entre los mismos, por lo que se inició asegurando que no existiera interferencia y a partir de la longitud mínima del brazo, calcular el torque necesario. El análisis geométrico se hizo a partir de formas simplificadas del asiento y el mecanismo de cuatro barras, las medidas del asiento se calcularon a partir de antropometría (López, 1999) y datos de ADA (Americans with Disabilities Act) (ADA, 2008).

Seguido de las definiciones de las medidas de las barras se planteó dos tipos de engranajes posibles capaces de impulsar cada mecanismo. El primero fue un engranaje de tornillo sinfín y corona, y el segundo un tren de engranajes compuesto. La segunda opción se propuso debido a que el tornillo sinfín posee baja eficiencia, por lo que se sugirió usar un mecanismo más eficiente para no necesitar una relación de engranajes muy alta y aprovechar la mayor cantidad de energía posible. Al final del análisis se concluyó que el tren de engranajes era muy grande y la energía perdida no era tan significativa, por lo que se descartó la opción.

Para el tornillo sinfín y corona se plantearon varias relaciones y dimensiones de engranajes, hasta determinar los valores mínimos que cumplieran con los requerimientos establecidos. Al final se decidió utilizar una caja reductora de gusano comercial en lugar de fabricar cada engranaje a la medida. Esta elección se debió a la dificultad que presenta la construcción de los engranajes por su alto costo y tiempo de manufactura. Usar una caja reductora comercial tiene el beneficio de ser más barata y fácil de implementar, con la desventaja de que se fabrican en tamaños específicos y no dan con detalle las características de los engranajes, por lo que es más difícil determinar cuál es la que mejor se adapta a la aplicación.

El propósito de usar engranajes de tornillos sinfín es para ahorrar energía y evitar que los motores se calienten, estos poseen la característica de autobloqueo lo cual significa que el mecanismo sólo puede ser activado a través del tornillo, esta característica permite apagar los motores sin presentar el problema que el asiento se mueva (funcionando como freno mecánico). Otra ventaja deseada del mecanismo es la alta relación que se puede obtener en un espacio reducido, disminuyendo así el peso y compactando la estructura.

Para las cajas se buscó tornillos de un solo filo con una alta relación para asegurar su propiedad de autobloqueo (la cual es mayor para ángulos de hélice pequeños y reducido número de filos). Esta propiedad acarrea el problema de que posee muy bajas eficiencias las cuales son ocasionadas por la alta fricción que existe entre los engranajes, siendo esta misma fricción la que provoca dicho bloqueo. Aunque existen pérdidas de energía, éstas no se consideraron tan significativas debido a que el

mecanismo no está en funcionamiento por tiempos prolongados (solamente en lapsos cortos cuando se esté subiendo gradas). Es importante mencionar que aunque el mecanismo tenga su sistema de frenado no se puede afirmar que es seguro en su totalidad ya que por desgaste de la corona el mecanismo se debilita, por lo que son necesarias revisiones periódicas a dicho mecanismo.

A lo largo de todo el proceso de diseño la configuración del sistema varió en base a su costo y dificultades en manufactura o ensamblaje. Una de las principales dificultades fue la colocación del mecanismo de rotación, debido al tipo de engranajes que lo impulsan, no fue posible prolongar el mecanismo hasta la base del sistema para así albergar la mayoría de los elementos de potencia dentro del chasis. Por lo que fue necesario acoplar el motor y la caja reductora directo al eje, sujetándolos en la parte inferior del asiento.

H. Chasis y estructura del asiento

1. Diseño. El chasis y la estructura del asiento son los elementos de soporte que unen y dan sentido a todos los sistemas que en conjunto forman la silla de ruedas. El diseño de cada pieza se realizó tomando en cuenta la dificultad de su manufactura, estética y la función o utilidad de cada segmento

a. El diseño del chasis inicio a partir de una figura simple donde se establecieron curvas y dimensiones aproximadas. Estas curvas tiene como fin evitar colisiones con otros objetos del entorno o interferencia entre los mismo elementos de la silla. Mientas se progresaba en el modelado de los demás sistemas, se diseñaba paralelamente el chasis según los espacios físicos o apoyos requeridos por cada sistema. Dichos apoyos se diseñaron para que su manufactura fuera lo más rápida y no generaran problemas en el proceso de ensamblaje.

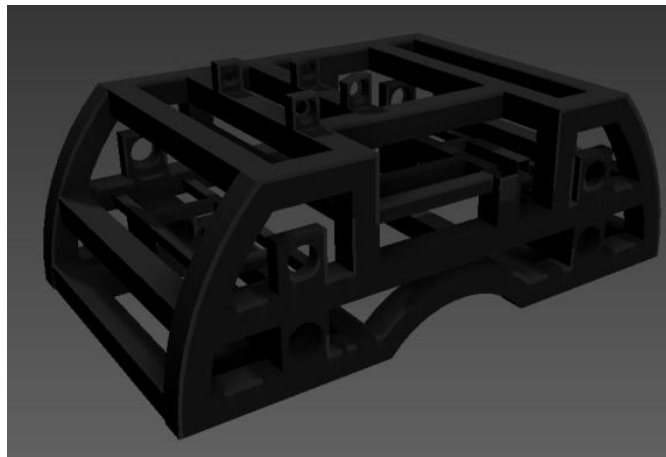
b. Las dimensiones del asiento se basaron en normas y medidas recomendadas para la construcción de sillas, en las cuales se considera la comodidad y salud del usuario. El asiento además debía poseer soportes en lugares específicos para el acoplamiento de otros elementos y la colocación de sensores y medios de

retroalimentación. Cada segmento de la silla se definió en base a las consideraciones antes mencionadas.

2. Resultados

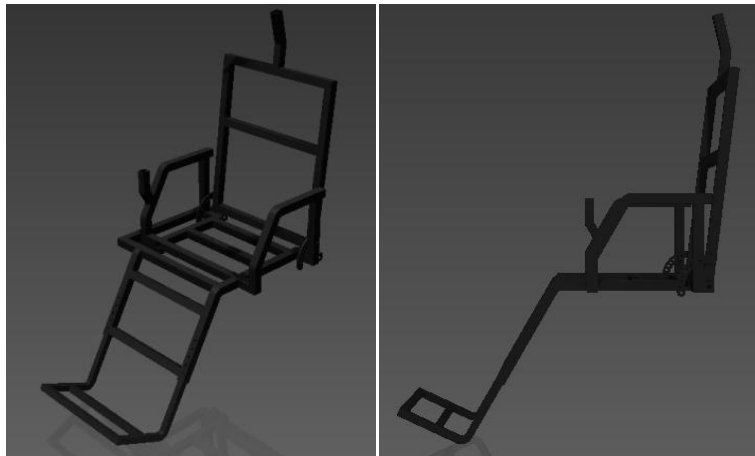
a. Diseño del chasis. El chasis está compuesto por tubos cuadrados (de $\frac{3}{4}$ y $1\frac{3}{4}$ in) y bloques de aluminio los cuales se usan como soportes para los cojinetes, permitiendo acoplar al chasis cada uno de los sistemas. La unión de los tubos y bloques se realizó por soldadura con la cual se generó una sola estructura con una alta rigidez.

Figura No.305. Estructura del chasis



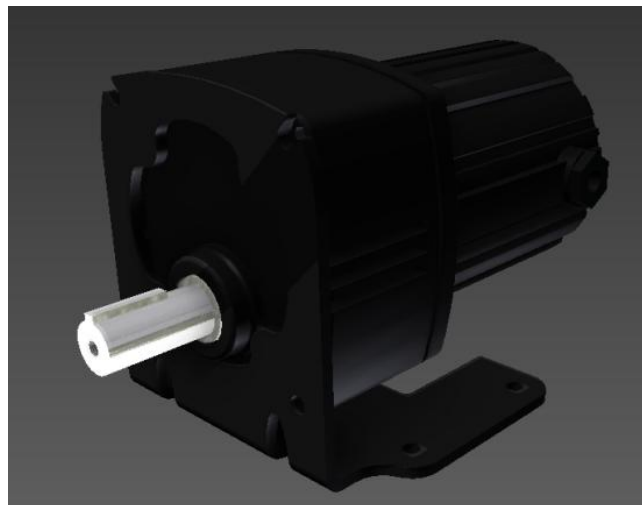
b. Diseños de la estructura del asiento. Al igual que el chasis la estructura del asiento está conformada por perfiles cuadrados de aluminio (de $\frac{3}{4}$ y 1 in) unidos por soldadura. La estructura posee tres partes móviles (sujetas por tornillos) que le dan mayor adaptabilidad según las exigencias del usuario. Estas tres partes son, el respaldo (al cual se le puede graduar su inclinación), el apoyapiés (que permite regular su largo) y el asiento con el apoyabrazos.

Figura No.306. Estructura del asiento

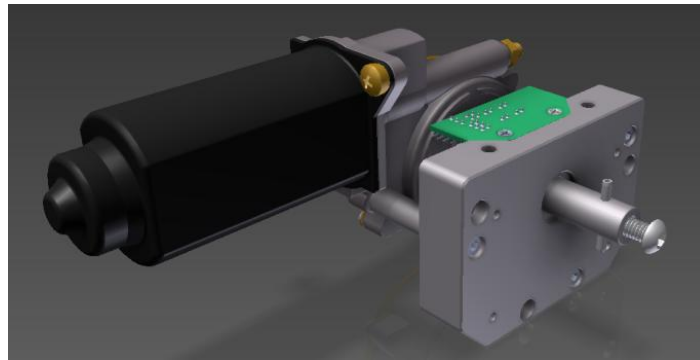


c. **Motores.** Para la rotación del sistema Tri-Star se escogieron motores BLDC (motores DC sin escobillas) ya que poseen una mejor relación tamaño-torque que los motores con escobillas, siendo el tamaño del motor uno de los aspectos más críticos para su elección (se requería un motor pequeño de alto torque).

Figura No.307. Motor BLDC con bracket



Para los demás mecanismo se eligieron los motores Parallax usados en el prototipo.

Figura No.308. Motor Parallax**Tabla No.56.** Datos generales de los motores

Datos generales		
Motor	BLDC N3685	VDC Parallax
Potencia (hp)	0.25	0.16
Voltaje (V)	24	14.5
Corriente (A)	12	1.6
Velocidad (RPM)	42	100
Torque (Nm)	30.51 (270 lbin)	6.78 (60 lbin)
Carga radial (N)	1067.57 (240 lb)	---
Peso (lb)	12	3.2

3. Discusión. Uno de los elementos más importante de la silla de ruedas es el chasis, esta pieza tiene como objetivo albergar y proteger a los demás elementos de la silla. Por el tipo de aplicación, la estructura debió ser lo más ligera posible teniendo una alta rigidez, por lo que se optó por perfiles cuadrados de aluminio unidos por soldadura. Estos perfiles poseen la ventaja de ser de bajo costo y bastante livianos, con el inconveniente que su gama es limitada en el mercado nacional por lo que la elección de los tamaños de perfiles para las dos estructuras fue restringida.

Se consideró la estética como un factor importante del diseño de las estructuras así como de los demás elementos que constituyen la silla, debido a que el atractivo de un producto es decisivo para su adquisición, inclusive dejando de lado la utilidad de la herramienta en sí. Para la silla de ruedas este aspecto es aún más importante debido a que este es el medio por el cual la persona interactuara con su ambiente.

La estructura del asiento se diseñó desde cero por la necesidad de ciertas características que debía poseer, debido a que no sólo debe cumplir con ciertas normas de comodidad y salud (ergonomía) para el usuario, sino también albergar con seguridad los elementos que dan retroalimentación al sistema para su mejor control (sensores y cámaras). Algunas consideraciones que se tomaron en cuenta en el diseño son:

- a. El apoyabrazos debe estar a una altura apropiada para soportar efectivamente el peso de los brazos y evitar sobrecarga en hombros y cervicales (Mujeres de Empresa, 2006).
- b. El respaldo del asiento debe ser alto para un mejor apoyo de la espalda y posibilidad de mayor relajamiento muscular (Mujeres de Empresa, 2006).
- c. El borde delantero del asiento debe ser más corto que el muslo de la persona para evitar presión sobre los vasos sanguíneos atrás de la rodilla (Mujeres de Empresa, 2006).
- d. El respaldo y el apoyapiés deben ser graduables para dar un mejor apoyo a la espina dorsal y evitar presión excesiva en los muslos o glúteos (Ramis, 2009).
- e. El asiento debe ser un poco más ancho que la cadera para permitir a la persona cambiar de postura (Ramis, 2009).
- f. El apoyapiés debe formar un ángulo cercano a los 90° (no menor a este) respecto a las piernas para una buena circulación de la sangre (Ediciones Ofita, 2008).
- g. El respaldo del asiento debe estar ligeramente inclinado (mayor a 90°) para evitar compresión abdominal (Ediciones Ofita, 2008).

Otra consideración fue la necesidad de poder reclinar el respaldo. Aunque ésta no se menciona como necesaria para la construcción de una silla, es recomendada para personas cuadripléjicas, ya que su salud puede ser afectada si la inclinación del respaldo no es adecuada según la actividad que se esté realizando.

Los motores se eligieron de acuerdo a las necesidades de cada sistema. Los motores BLDC se escogieron para la rotación del sistema Tri-Star por tener mayor rendimiento que los motores con escobillas de corriente continua. Entre sus características más importantes están, mejor relación velocidad-torque y tamaño-torque,

mayor eficiencia y mayor vida útil, características necesarias para las exigencias del sistema ya que se posee un espacio reducido y un suministro limitado de energía.

Para los motores Parallax, por tener un presupuesto limitado del proyecto y poseer a disposición dichos motores, se analizó si estos eran capaces de realizar el trabajo requerido. Tras determinar que estos pueden ser utilizados, se diseñó los elementos de cada sistema a partir de las características generales del motor.

I. Construcción de la silla

1. Diseño. Ya modelados todos los sistemas en Inventor y corroborado que no existe problema o interferencia al ensamblarlos, se prosiguió a generar los planos e iniciar la manufactura de las piezas para la construcción de la silla de ruedas. Dicha construcción indica el final del proceso de diseño.

a. Con el sistema Tri-Star (Figura No.309) se inició colocando los cojinetes (2) dentro de los triángulos (1), luego se insertaron los ejes (3) con sus engranajes (4) y se aseguraron las dos piezas triangulares con tornillos y separadores (5). Ya habiendo acoplado el engranaje de acero (6) a esta estructura, se prosiguió a colocar las ruedas (7) en cada eje extremo del triángulo usando las bridas (8). Por último se acopló el piñón de acero (9) a su eje. Este proceso se repitió para los cuatro sistemas a armar.

b. Para el sistema de estabilidad (Figura No.310) se comenzó fijando barra media (1) a sus dos ejes (2), luego se insertaron y aseguraron las dos placas (3) con sus cojinetes (4), formando la base del asiento. Seguido a esto se colocaron las barras restantes (5) con sus cojinetes (6) en cada extremo de los ejes (7). Por último para acoplar las cajas reductoras, fue necesario conectar el chasis y la estructura del asiento (8) al mecanismo de cuatro barras. La estructura del asiento está compuesta por tres piezas (respaldo, asiento y apoyapiés) las cuales se ensamblaron antes de ser conectados al mecanismo.

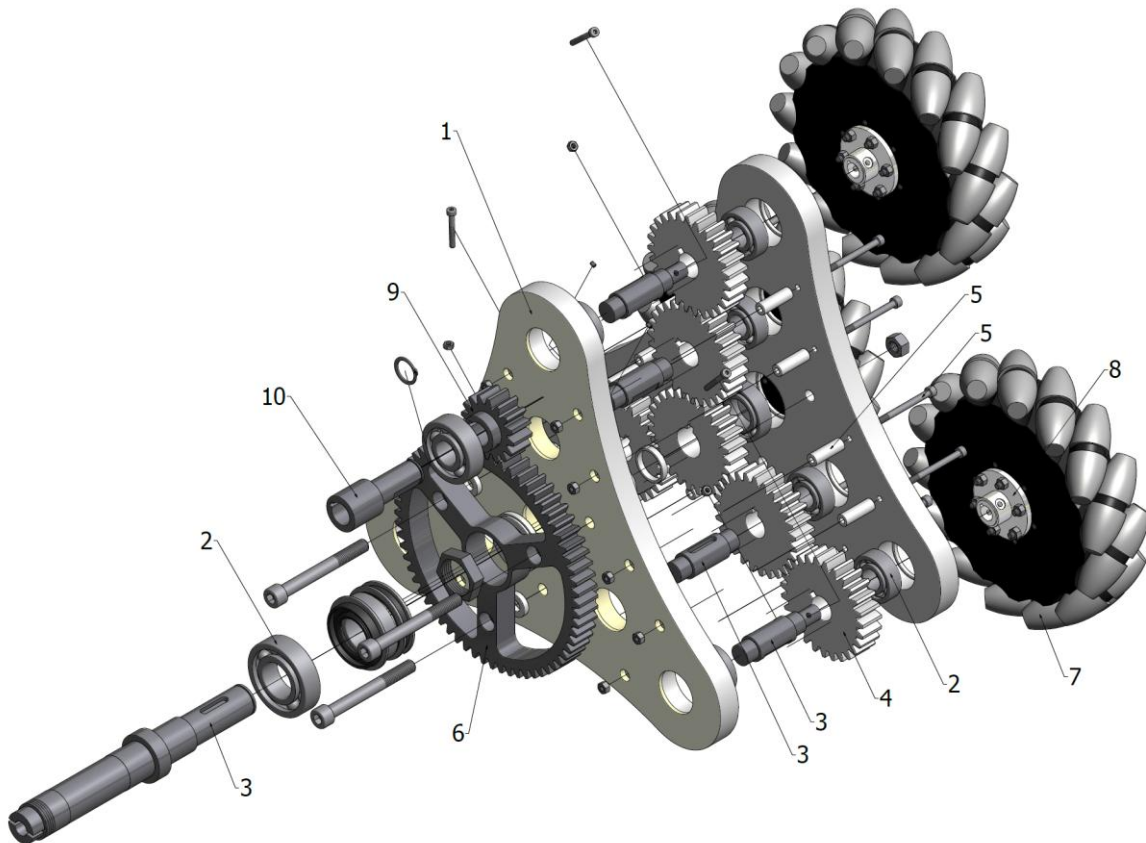
c. Para formar la silla de ruedas se acoplaron los sistemas armados con las estructuras de soporte (Figura No.311), y por último se colocaron los motores,

drivers, placas, sensores, baterías, cámaras, etc.

2. Resultados

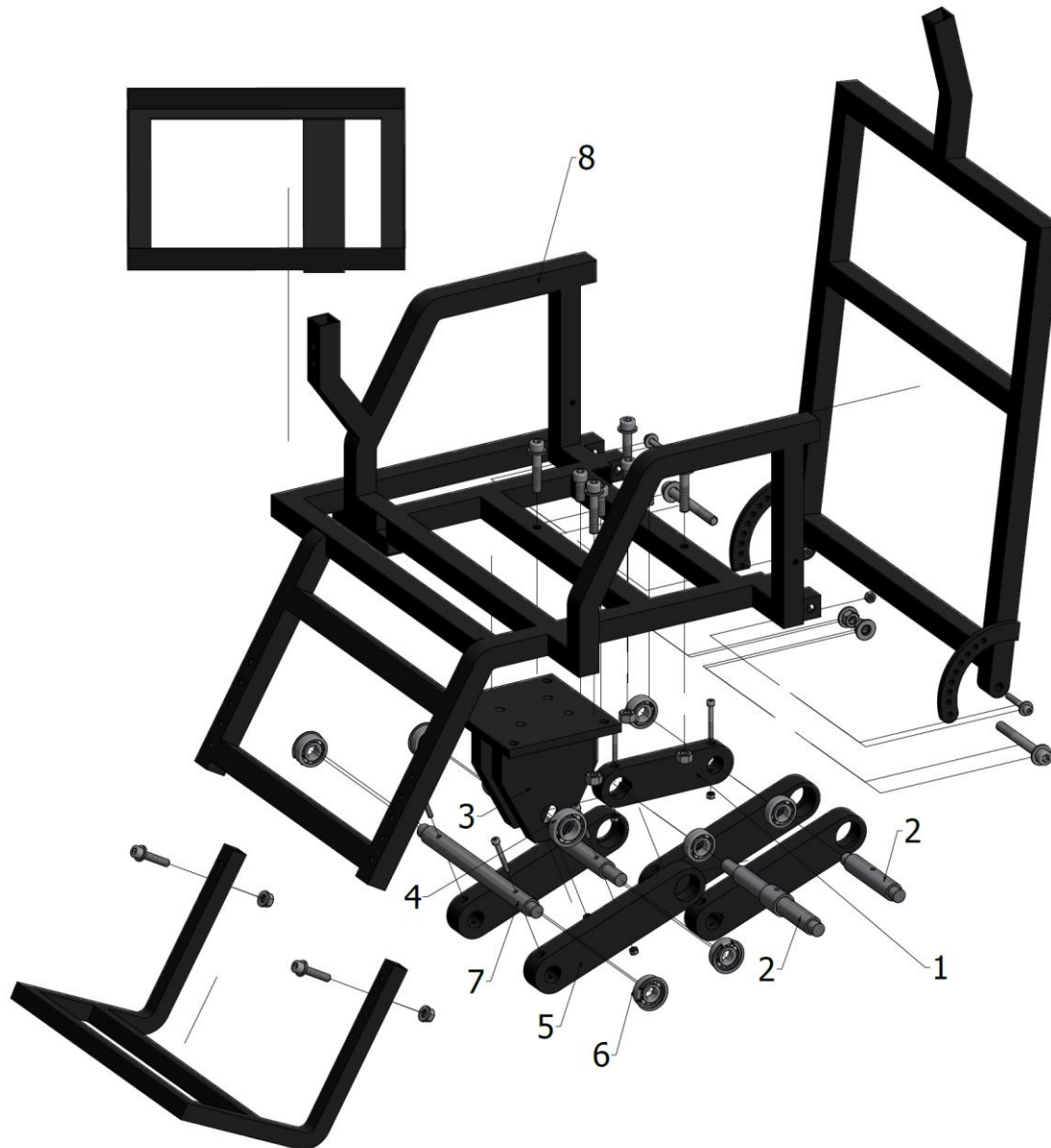
a. *Ensamblaje del sistema Tri-Star*

Figura No.309. Ensamblaje del sistema Tri-Star



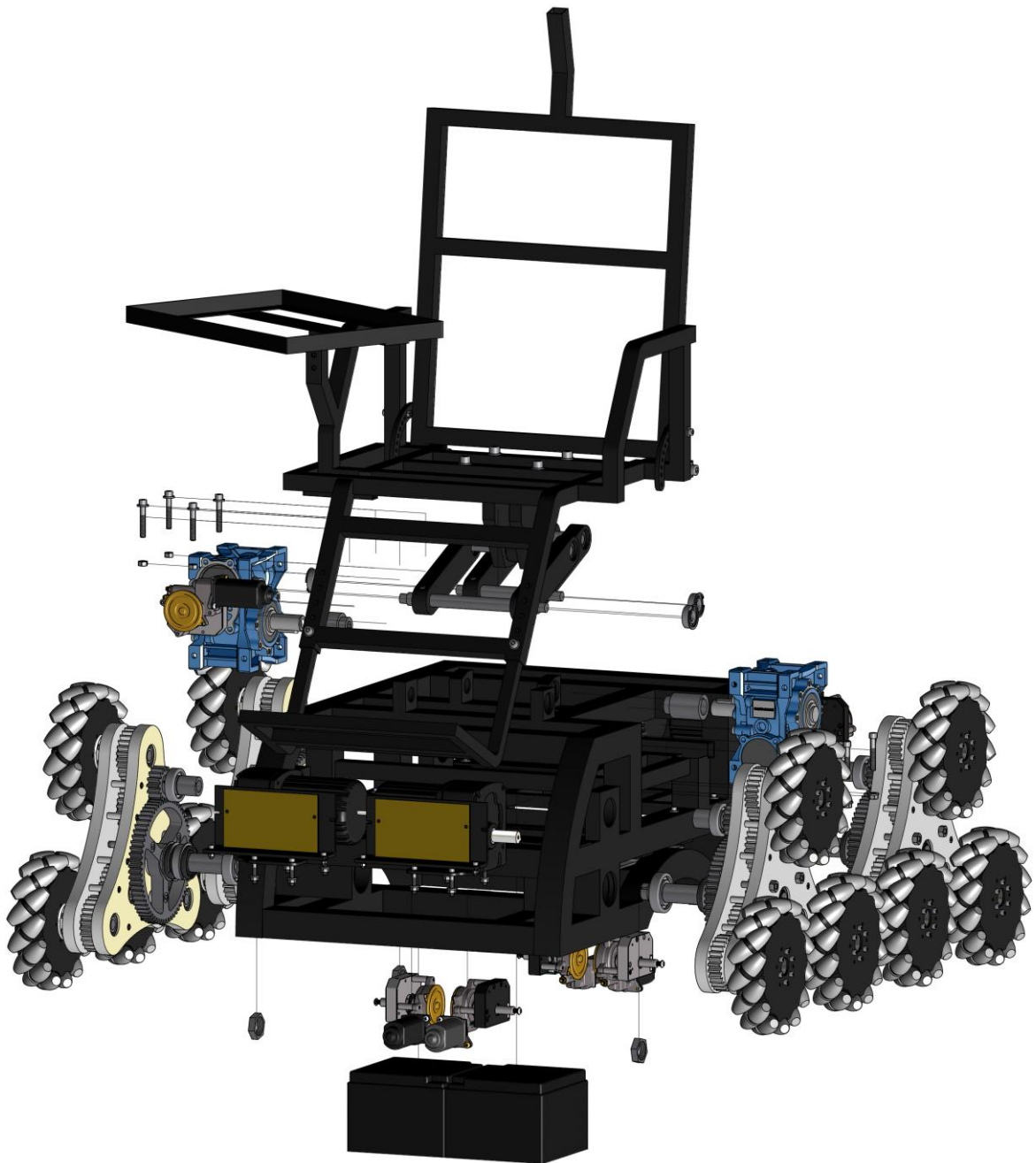
b. Ensamblaje del mecanismo de rotación y traslación del asiento

Figura No.310. Ensamblaje del sistema de estabilidad



c. *Ensamblaje de la silla de ruedas*

Figura No.311. Ensamblaje de los sistemas a las estructuras de soporte



3. Discusión. Para evitar errores en la construcción de la silla se inició manufacturando en orden las piezas de un sistema en específico, siendo el primero el sistema Tri-Star. Comenzando con los engranajes plásticos seguido de los de acero, estos elementos fueron de los que tomaron mayor tiempo de construcción por su gran número (engranajes plásticos), o tamaño (engranajes de acero). Terminado los engranajes se inició la construcción de las estructuras triangulares, por ser piezas grandes y de forma irregular su elaboración fue de las más tardadas. La obtención del material y el número de triángulos requeridos fueron factores que afectaron en gran medida su tiempo de manufactura. Los ejes se fabricaron con mayor velocidad debido a que son piezas de fabricación cotidiana. Con respecto al sistema de estabilidad no hubo inconvenientes debido a que las piezas eran mucho más simples comparadas al sistema Tri-Star.

Las estructuras de soporte fueron las últimas piezas que se construyeron ya que sobre éstas se colocan elementos de otros módulos (estando sujetas así a cambios). Habiendo definido todos los elementos externos al Módulo de mecánica, se ajustaron las estructuras para la colocación de dichos elementos. A causa de la complejidad en sus formas su construcción también tardó.

Es de gran importancia que mientras se están diseñando las piezas, se debe corroborar o de preferencia tener a disposición todos los elementos que se deben comprar y no son manufacturados a la medida, ya que pueden no estar disponibles en el mercado nacional, provocando un gran problema si ya se fabricaron las piezas de acuerdo a estos. En este caso ya se tenía todos los elementos exceptuando los tornillos y los seguros para los cojinetes. Debido a que no se consiguieron todas las medidas de los tornillos, fue necesario hacer modificaciones pequeñas a ciertas piezas, lo cual no fue problema más sí consumió tiempo.

En el ensamblaje de las piezas no hubo inconveniente ya que se había considerado con anterioridad cualquier posible problema al acoplarlas (especialmente los ajustes), siendo diseñadas según un proceso de ensamble definido y robusto. La mayor dificultad al ensamblar las piezas fue la inserción entre elementos debido a que estos entraban a presión.

J. Conclusiones del módulo

- La silla de ruedas es capaz de soportar y movilizar a una persona con un peso combinado (persona y silla) igual a 450 lb.
- Los sistemas Tri-Star permiten a la silla subir gradas con una inclinación máxima de 45° y una de altura por grada de 20 cm.
- Los mecanismos de rotación y traslación del asiento dan mayor estabilidad a la silla de ruedas aun estando en sus posiciones críticas (subiendo gradas a una inclinación de 45°).
- El diseño de los mecanismos y la estructura deben basarse en elementos simples para que su manufactura y costos sea la mínima, donde la selección de las dimensiones de cada pieza se definen por medio de un análisis de esfuerzos y distribución espacial.
- La estética es uno de los factores más importantes de la silla de ruedas por ser esta la herramienta con la cual el usuario interactúa con su medio.
- La pérdida de energía debido a la ineficiencia de los mecanismos de tornillo sin fin y corona (cajas reductoras) no son significativas ya que estos mecanismo no están activados por tiempo prolongado.
- Con la propiedad de autobloqueo de las cajas reductoras se redujo el consumo de energía de los motores al no requerir que estén encendidos en todo momento.
- Los engranajes calculados fueron diseñados para las torques máximas, por lo que sus factores de seguridad aumentan al estar trabajando en estado estable.
- Ya que no se conoce con exactitud la distribución y propagación de las cargas en algunos componentes del sistema, no se debe tener un factor de seguridad muy cercano a uno (se definió un factor de seguridad mínimo de 1.2).

- Debido a que la silla de ruedas será utilizada por lapsos cortos y en un tiempo no prolongado, no es necesario aplicarle un tratamiento térmico a los engranajes de acero ya que éste sólo extienden el tiempo de vida del engranaje y no mejora en gran medida sus características.
- Debido a que las dimensiones de los dientes de los engranajes para la rotación de las ruedas son relativamente grandes y no están sometidos a grandes cargas, estos pueden ser manufacturados con un material plástico.
- La silla debe ser capaz de soportar cargas axiales ocasionadas por el peso de la estructura en una superficie inclinada, causa de una superficie irregular.
- El asiento debe ser lo más flexible para adaptarse a las necesidades del usuario debido a que este puede afectar de manera directa su salud.
- El peso de la silla es el factor más influyente en el dimensionamiento de cada una de sus piezas al igual que en el consumo de potencia.

K. Recomendaciones del módulo

- Para el diseño y construcción de alguna aplicación mecánica se recomienda utilizar la mayor cantidad de componentes ya manufacturados, de preferencia que sean accesibles a nivel nacional. Con el fin de minimizar la fabricación de piezas, para concentrarse en mejorar el diseño y reducir los costos por la manufactura personalizada.
- En ingeniería el proceso de diseño no solo debe basarse en aspectos cuantitativos, sino también en aspectos cualitativos que representan las opiniones y deseos del usuario respecto a la aplicación. El sistema debe ser atractivo tanto en capacidad como en apariencia y maniobrabilidad (interfaz amigable con el usuario).

- En el proceso de diseño se debe considerar el tiempo de fabricación de las piezas, debido a que el proceso de manufactura puede prolongarse a tal medida que ocasione atrasos en las pruebas y entrega del sistema.

XI. Conclusiones y recomendaciones

- Se diseñó e implementó una silla de ruedas eléctrica con la capacidad de subir gradas, la cual puede ser controlada por medio de electromiografía. Adicionalmente la silla de ruedas puede ser guiada con el apoyo de un sistema de navegación que detecta obstáculos en el entorno y genera rutas para evitar los mismos.
- La silla de ruedas eléctrica es accionada mediante el uso de cuatro motores DC sin escobillas para el mecanismo de ascenso de gradas y cuatro motores DC para el movimiento en el plano XY. Teniendo en cuenta la separación de alimentaciones para el control (16.8V DC) y potencia (16V DC y 24V DC).
- Se notó que se requiere un sistema de posicionamiento de la silla de ruedas en conjunto con un control de velocidad en los motores DC encargados de la traslación en el plano XY para compensar los movimientos que no se lograron ejecutar correctamente y lograr seguir una ruta generada con exactitud.
- Partiendo de las pruebas hechas con la silla de ruedas eléctrica, se observó la necesidad de implementar un control más complejo que logre parametrizar el algoritmo para subir gradas en función de información provista de sensores de detección y proximidad de obstáculos (más sensores de lo considerado)
- Las pruebas de campo efectuadas para probar el movimiento de la silla de ruedas eléctrica pusieron en evidencia que dichos movimientos se ejecutan de mejor manera utilizando cuatro llantas Mecanum en contacto con el suelo. Lo anterior puede deberse a un mal contacto de las llantas Mecanum con el suelo lo que provoca una inadecuada anulación de vectores de las mismas.
- El posicionamiento de electrodos de superficie en el triángulo anterior del cuello del paciente permitió que se obtuvieran buenos resultados en el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos, mediante el uso de varias redes neuronales y un modelo para realizar una inferencia probabilística. Este método fue apoyado por el uso de

la Transformada Wavelet Discreta Daubechies de orden 5 y la aplicación de la envolvente de estos datos, para lograr porcentajes de acierto entre 93.33% y 96.67%, obteniendo retardos de tiempo inferiores a 0.803s (0.607s en promedio) para la activación de comandos.

- Para hacer uso de la aplicación para controlar la silla de ruedas eléctrica por medio de electromiografía se requiere de una fase de entrenamiento en la cual el paciente debe grabar entre 250 y 400 muestras por comando.
- Debido a que se observó una desincronización entre los motores DC sin escobillas al ejecutar movimientos del sistema Tri-Star, es necesario implementar un control de velocidad (puede hacerse uso de la señal proporcionada por el tacómetro del controlador) capaz de compensar dicha desincronización.
- Se implementó un sistema de estabilidad del asiento (tomando puntos de referencia para controlar la rotación y traslación del asiento) con la finalidad de proporcionar seguridad al paciente en todo momento, especialmente para la ascensión de gradas.
- Para hacer uso del sistema de navegación se requiere de una calibración previa tomando en cuenta la posición de la cámara sobre la silla de ruedas eléctrica.
- Para obtener los movimientos deseados de la silla de ruedas, se recomienda reemplazar una llanta neumática por una llanta Mecanum en el sistema Tri-Star e indisponer de un sistema para conocer la posición de cada llanta; o reemplazar una llanta Mecanum por una llanta neumática e implementar un sistema para conocer la posición de cada llanta.
- Se recomienda seguir realizando más pruebas que aseguren el funcionamiento de la silla de ruedas con un mayor número de pacientes, especialmente pacientes parapléjicos y cuadripléjicos, con fines de investigación y desarrollo de futuras aplicaciones del Megaproyecto.

- Se recomienda implementar un sistema de apagado de la silla de ruedas tanto por Software como Hardware, con el objetivo de brindar mayor seguridad al paciente en todo momento.
- Se recomienda implementar un sistema de bloqueo en cada uno de los mecanismos del sistema de estabilidad con el fin de evitar un fallo en las cajas reductoras.
- Se recomienda implementar un sistema de bloqueo en cada uno de los mecanismos Tri-Star para mantener los motores sobre una llanta y simplificar el movimiento lineal de la silla.
- Se recomienda redistribuir los elementos de transmisión de potencia para evitar una deformación en la estructura del asiento.
- Se recomienda adquirir baterías recargables de litio para alimentar el sistema de igual manera disminuyendo el peso actual.

XII. Bibliografía

- Aceros Palmexico. (Mayo de 2008). *Acero Maquinaria - 4340*. Recuperado el 22 de Marzo de 2012, de <http://www.acerospalmexico.com.mx/4340.htm>
- ADA. (2008). *Dimensions of Adult-Sized Wheelchairs*. (Americans with Disabilities Act) Recuperado el 20 de 02 de 2012, de <http://www.ada.gov/descript/reg3a/figA3ds.htm>
- Ahlstrom, J. (2011). *Documentación de Python*. Obtenido de <http://www.python.org/doc/>
- Alvarez Osorio, L. (2007). *Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas*. Tesis, Universidad Tecnológica de Pereira, Pereira.
- AndyMark. (2012). *8 inch Pneumatic Wheel (am-0970)*. (AndyMark) Recuperado el 20 de Junio de 2012, de <http://www.andymark.com/product-p/am-0970.htm>
- AndyMark. (Julio de 2012). *8" Mecanum HD Wheel, Set of 4 (am-2118)*. (AndyMark) Recuperado el 13 de Agosto de 2012, de <http://www.andymark.com/8in-Mecanum-HD-Set-p/am-2118.htm>
- Barea Navarro, R. (s.f.). Obtenido de *Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de Señales Bioeléctricas*:
14005/documentos/mas/instrumentacion/amplificacion%20se%F1ales.PDF
- Bio-Medical. (2011). *Spectra 360 Gel - 2 pack - 250g (8.5oz) tubes*. Obtenido de <http://bio-medical.com/products/spectra-360-gel-2-pack-250g-85oz-tubes.html>
- Bodine Electric Company. (October de 2012). Obtenido de *Low Voltage PWM Brushless DC Controls Model 3907*: <http://www.bodine-electric.com/Asp/ProductModel.asp?Context=21&Name=Low+Voltage+PWM+Brushless+DC+Controls&Model=3907>
- Bronzino, J. D. (1999). *The Biomedical Engineering Handbook* (Segunda ed., Vol. 1). USA: CRC Press.
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2008). En *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (págs. 258-339). México, D.F.: McGraw-Hill.
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2008). Ejes, flechas y sus Componentes. En *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (págs. 348-355). México, D.F.: McGraw-Hill.
- Budynas, R., & Nisbett, J. (2008). Fallas Resultantes de Carga Estática. En *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (págs. 213-217). México, D.F.: McGraw-Hill.

- Budynas, R., & Nisbett, J. (2008). Introducción al Diseño en la Ingeniería Mecánica. En *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (págs. 4-19). México, D.F.: McGraw-Hill.
- Budynas, R., & Nisbett, J. (2008). Materiales. En *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (págs. 44-54). México, D.F.: McGraw-Hill.
- Búrbano, M. (2011). *Implementación de una interfaz de datos RS232 inalámbrica para el sensor láser de distancia Hokuyo URG-04LX-UG01*. Universidad del Valle, Guatemala.
- C. Escobar, J. Martinez, G. Tellez. (2005). *Control de un motor brushless dc con frenado regenerativo*.
- Caballano. (7 de Octubre de 2010). *Instalación Hidráulica*. (Caballano) Recuperado el 20 de Agosto de 2011, de <http://www.caballano.com/hidraulica.htm>
- Carletti, E. J. (2009). Obtenido de Comunicación - Bus I2C: http://robots-argentina.com.ar/Comunicacion_busI2C.htm
- Castillo, C. (2011). *Control no convencional e implementación de un prototipo de una silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía, Módulo de Potencia*. Universidad del Valle, Guatemala.
- CogBotLab & Idsia. (2009). Obtenido de Classification with Feed-Forward Neural Networks: <http://www.pybrain.org/docs/tutorial/fnn.html>
- Córdova Valencia, S. (2010). *Proceso de Nitruración Gaseosa en los Aceros SAE 434*. (Universidad Nacional Mayor de San Marcos) Recuperado el 19 de Mayo de 2012, de www.scribd.com/doc/74837232/Engranos-Rectos
- Cuevas, C. (2011). *Control no convencional e implementación de un prototipo de una silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía, Módulo de Mecánica*. Universidad del Valle, Guatemala.
- De Luca, C. J. (2002). Obtenido de Surface Electromyography: Detection and recording: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf
- Delgado Saa, J. (2010). Obtenido de Electromiografía: http://www.uninorte.edu.co/extensiones/ids/Ponencias/PONENCIAS%20BIOINGENIERIA/Eletromiografia_JAIME_DELGADO.pdf
- Devices, A. (2011). Obtenido de AD620: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf
- Devices, A. (2011). Obtenido de AD706: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD706.pdf

- Díaz Cruz, E., Hernández Del Valle, P., & Nicasio Weber, O. (2007). *Sistema de Adquisición y Registro de Señales Electrocardiográficas (SARSE)*. Tesis, Instituto Politécnico Nacional, México, D.F.
- Díaz, V. (Junio de 2011). *Embragues y Frenos*. (Universidad Nacional Experimental Politécnica de la Fuerza Armada Nacional Bolivariana) Recuperado el 11 de Marzo de 2012, de <http://www.slideshare.net/vdunefa/embragues-y-frenos>
- Ediciones Ofita. (2008). *Ergonomía y Salud*. Recuperado el 7 de Julio de 2012, de <http://www.fiso-web.org/imagenes/publicaciones/archivos/2665.pdf>
- Electronica Estudio. (2011). *Engranaje*. (Ingeniería Electrónica y Proyectos PICmicro) Recuperado el 19 de Mayo de 2012, de http://www.electronicaestudio.com/docs/1550_Tutorial_de_ENGRANES.pdf
- Electronics, A. (2010). Obtenido de RS232 Data Interface: <http://www.arcelect.com/rs232.htm>
- Electronics, R. (October de 2007). Obtenido de CMPS03 Compass Module: <http://www.robot-electronics.co.uk/htm/cmeps3tech.htm>
- Embla Systems. (2011). *Disposable Electrodes LM/EKG Solid Gel*. Obtenido de <https://www.shopembla.com/index.cfm/id/104/ca/detail/ProdID/1877/category/302/>
- Escudero, J. I., Parada, M., & Simón, F. (2011). Obtenido de Tema 4: Filtros: http://www.dte.us.es/ing_inf/ins_elec/temario/Tema%204.%20Filtros.pdf
- Explorer, B. (2012). Obtenido de The Silver/Silver-Chloride Electrode: <http://www.bioexplorer.it/1the-silversilver-chloride-electrode.aspx>
- Fairchild. (2008). Obtenido de 6N136: <http://www.fairchildsemi.com/ds/6N/6N136.pdf>
- Flylogic's Analytical. (2011). *Decapsulated Devices*. Obtenido de <http://www.flylogic.net/blog/?tag=chip>
- Galo, M. (2011). *Aceros Aleados*. (Full Mecánica) Recuperado el 19 de Mayo de 2012, de <http://www.fullmecanica.com/a/aceros-aleados>
- Gálvez Tovar, R. (2008). *Engranajes Rectos*. Recuperado el 14 de Abril de 2012, de <http://www.scribd.com/doc/74837232/Engranajes-Rectos>
- Gestal Pose, M. (s.f.). Obtenido de Introducción a las Redes de Neuronas Artificiales: <http://sabia.tic.udc.es/mgestal/cv/RNATutorial/TutorialRNA.pdf>
- González Rey, G. (Abril de 2009). *Consideraciones sobre el efecto del espesor de llanta en la resistencia a la fractura de ruedas dentadas*. Recuperado el 18 de Mayo de

- 2012, de <http://www.scribd.com/doc/56918668/AGMA>
- González, E. (2011). *Megaproyecto INNOVA. Módulo de Interfaz Cerebro - Máquina. Control no convencional e implementación de un prototipo de una silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía*. Tesis, Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala.
- González, R. W. (1996). *Procesamiento digital de imágenes*. Addison-Wesley.
- Graps, A. (2004). Obtenido de An Introduction to Wavelets:
<http://www.amara.com/ftpstuff/IEEEwavelet.pdf>
- Gutierrez, M. E. (2012). *authorstream*. Recuperado el Marzo de 2012, de
<http://www.authorstream.com>
- Hernández Díaz, M. (Diciembre de 2003). Obtenido de Análisis Comparativo de Algoritmos para Reducción de Ruido en Señales Utilizando Wavelets. Teoría de Wavelets.:
http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/hernandez_d_m/capitulo2.pdf
- Hokuyo Automatic CO. LTD. (October de 2012). *Communication Protocol Specification for SCIP 2.0 Standard*. Obtenido de http://www.hokuyo-aut.jp/02sensor/07scanner/download/data/URG_SCIP20.pdf
- Hokuyo Automatic Co., LTD. (October de 2012). Obtenido de Scanning Laser Range Finder URG-04LX-UG01 Specifications: http://www.hokuyo-aut.jp/02sensor/07scanner/download/data/URG-04LX_UG01_spec.pdf
- Hong, Y., & Bartlett, R. (2008). *Routledge Handbook of Biomechanics and Human Movement Science*. USA: Taylor & Francis.
- Industry, D. (October de 2012). Obtenido de Catalogues and technical brochures:
http://pdf.directindustry.com/pdf/bodine-electric-company/bodine-electric-catalog-s-17-2011/9033-176853-_9.html
- Instruments, T. (2011). Obtenido de LF351: <http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/lf351-n.pdf>
- Instruments, T. (2012). Obtenido de LF353: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353.pdf>
- Intelligent Autonomous Systems. (2009). Obtenido de Robot Toy Chest:
http://toychest.ai.uni-bremen.de/wiki/fastdev:python_signals
- InterACT. (2008). *Silent Speech Translation by interACT*. Obtenido de Silent Speech Translation by interACT: <http://www.youtube.com/watch?v=aMPNjMVlr8A>

- International Civil Aviation Organization. (s.f.). Obtenido de The Postal history of ICAO. Annex 10 - Aeronautical Telecommunications:
http://legacy.icao.int/icao/en/hist/stamps/annex_10_aeronautical_telecommunications.htm
- Jones, E. (Febrero de 2008). Obtenido de Neural Networks' Role in Predictive Analysis:
http://www.information-management.com/specialreports/2008_61/-10000704-1.html
- Jorgensen, C., Lee, D. D., & Agabon, S. (2003). Obtenido de Sub Auditory Speech Recognition Based on EMG/EPG Signals:
http://reference.kfupm.edu.sa/content/c/s/c_sub_auditory_speech_recognition_based_86497.pdf
- Jorgensen, C., Lee, D., & Agabon, S. (s.f.). Obtenido de Sub Auditory Speech Recognition Based on EMG/EPG Signals: [http://ti.arc.nasa.gov/m/pub-archive/471h/0471%20\(Jorgensen\).pdf](http://ti.arc.nasa.gov/m/pub-archive/471h/0471%20(Jorgensen).pdf)
- Jou, S.-C., Schultz, T., Walliczek, M., Kraft, F., & Waibel, A. (2006). Obtenido de Towards Continuous Speech Recognition Using Surface Electromyography:
http://isl.ira.uka.de/downloads/671_p1592_v14.06.06.pdf
- Joyce, J. (2008). Obtenido de Baye's Theorem. The Stanford Encyclopedia of Philosophy:
<http://plato.stanford.edu/archives/fall2008/entries/bayes-theorem/>
- King, P. (2011). *Megaproyecto Profectus: Control no convencional e implementación de una silla de ruedas eléctrica diseñada para subir y bajar gradas controlada a través de Electromiografía, Módulo de Mecánica*. Universidad del Valle de Guatemala.
- Lab, C. S. (2009). Obtenido de EMG-based Speech Recognition:
<http://www.youtube.com/watch?v=iVXOjVZNfhc&feature=related>
- Ledesma Mejia, I., & Lema López, E. (1997). *Cardiofono*. Tesis, Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil.
- Lester, P. (Julio de 2005). *A* Pathfinding for Beginners*. Recuperado el Mayo de 2012, de <http://www.policyalmanac.org/games/aStarTutorial.htm>
- Llisterri, J. (2012). Obtenido de Métodos para el estudio de la producción del habla:
http://liceu.uab.es/~joaquim/phonetics/fon_produccio/metodos_estudio_produccion.html
- López Larraz, E., Martínez Mozos, O., Antelis Ortiz, J., Damborenea Tajada, J., & Mínguez

- Zafra, J. (2010). *Diseño de un sistema de reconocimiento del habla mediante electromiografía*. Obtenido de http://webdiis.unizar.es/~jminguez/articulos/Lopez_Biomedica09_speechEMG_Recognition.pdf
- López, V. (1999). *Antropometría*. (Grupo Scout San Gabriel) Recuperado el 20 de 02 de 2012, de <http://www.scoutsangabriel.com.ar/progresion/antropometria/antropometr%C3%ADa.htm>
- Maier-Hein, L., Metze, F., Schultz, T., & Waibel, A. (2006). Obtenido de Session Independent Non-Audible Speech Recognition using Surface Electromyography: <http://mbi.dkfz-heidelberg.de/mbi/TR/Papers/P14-05.pdf>
- Manotas, E. T. (Diciembre de 2008). *Especificaciones de Rodamientos*. (Servicio Nacional de Aprendizaje) Recuperado el 20 de Mayo de 2012, de <http://www.scribd.com/doc/13258786/TIPOS-Y-ESPECIFICACIONES-DE-RODAMIENTOS>
- Martínez, Á. (2011). *Control no convencional e implementación de un prototipo de una silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía, Módulo de Comunicación Inalámbrica*. Universidad del Valle, Guatemala.
- Maskeliunas, R., & Simutis, R. (2011). Obtenido de Multimodal Wheelchair for the Paralyzed People: http://www.ktu.lt/lt/mokslas/zurnalai/elektros_z/z111/19_ISSN_1392-1215_Multimodal%20Wheelchair%20Control%20for%20the%20Paralyzed%20People.pdf
- Mateos Suarez, J. (8 de Diciembre de 2003). *Diseños Hidráulicos*. (Universidad de Guadalajara) Recuperado el 20 de Agosto de 2011, de <http://proton.ucting.udg.mx/temas/control/suarez/index.html>
- Maxim. (2010). Obtenido de MAX220-MAX249: <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX220-MAX249.pdf>
- Metales Industriales. (2009). *Metales para Construcción Mecánica*. (Metales Industriales) Recuperado el Febrero de 2012, de http://www.metalesindustriales.com/index.php?showPage=360&cat_prod=3&subcat_prod=0&prod=28
- Microchip. (2004). Obtenido de dsPIC30F3014, dsPIC30F4013 Data Sheet:

- <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70138c.pdf>
Microchip. (2004). Obtenido de MCP4921/22:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/21897a.pdf>
- Microchip. (2005). Obtenido de dsPIC30F4011/4012:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70135c.pdf>
- Microchip. (2011). Obtenido de dsPIC30F Family Overview:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70043F.pdf>
- Microchip Technology Inc. (October de 2012). Obtenido de Microchip, PIC16F882/883/884/886/887 Data Sheet:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41291D.pdf>
- Microchip Technology Inc. (October de 2012). Obtenido de Microchip, dsPIC30F4011/12 Data Sheet: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70135c.pdf>
- Microchip Technology Inc. (October de 2012). *Microchip, PIC24FJ64GB002*. Obtenido de Microchip, PIC24FJ64GB002:
<http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?dDocName=en536121>
- Mikroelektronika. (July de 2011). Obtenido de Distance Meter Board:
<http://www.mikroe.com/eng/products/view/436/distance-meter-board/>
- Montgomery, D. C., & Runger, G. C. (2003). *Applied Statistics and Probability for Engineers* (Third edition ed.). Arizona, United States: John Wiley & Sons, Inc.
- Morales Herrera, R. (2006). Obtenido de Control y Generación de Trayectorias de un Nuevo Sistema de Locomoción para Sillas de Ruedas con Capacidad de Subir y Bajas Escaleras: <http://ruidera.uclm.es:8080/xmlui/handle/10578/964>
- Motorola. (2011). Obtenido de SN54/74LS139:
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/SN54LS139J.pdf>
- Motorola. (2011). Obtenido de SN54/74LS153:
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/SN74LS153N.pdf>
- Mujeres de Empresa. (13 de Febrero de 2006). *La Silla Ergonómica como Prevención de Enfermedades Laborales*. (Licencia Creative Commons) Recuperado el 8 de Julio de 2012, de http://www.mujeresdeempresa.com/fitness_salud/060203-sillas-ergonomicas.shtml
- Neuman, M. R. (1999). Biopotential Electrodes. En J. D. Bronzino (Ed.), *The Biomedical Engineering Handbook* (Second Edition ed., pág. 2896). USA: CRC Press LLC.
- New England Complex System Institute. (s.f.). Obtenido de Neural Networks I:

- Subdivision and Hierarchy: <http://necsi.edu/publications/dcs/Bar-YamChap2.pdf>
- Nissen, S. (Noviembre de 2003). Obtenido de Neural Networks Theory. Fast Artificial Neural Network: <http://fann.sourceforge.net/report/node4.html>
- Norton, R. L. (2009). Trenes de Engranajes. En *Diseño de Maquinaria* (págs. 413-429). México, D.F.: McGraw-Hil.
- Oliva, P. (2011). *Informes de Megaproyecto Profectus 1-5. Módulo de Potencia*. Universidad del Valle, Guatemala.
- OpenCV. (2010). *OpenCV 2.1 Python Reference*. Obtenido de <http://opencv.willowgarage.com/documentation/python/index.html>
- Papoulis, A. (1965). *Probability, Random Variables, and Stochastic Processes* (1st edition ed.). New York, United States: McGraw-Hill.
- Paradigm, B. (2011). Obtenido de Introduction to I2C and SPI protocols: <http://www.byteparadigm.com/kb/printEntry/182#Top>
- Parallax. (October de 2012). Obtenido de Position Controller Kit Data Sheet: <http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/motors/27906-PositionCtrlrKit-v1.1.pdf>
- Parallax. (October de 2012). Obtenido de MMA7455 3- Axis Accelerometer Module Data Sheet: <http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/sens/28526-MMA7455-3axisAccel-v1.1.pdf>
- Parallax. (October de 2012). Obtenido de Ultrasonic Distance Sensor Data Sheet: <http://www.parallax.com/dl/docs/prod/acc/28015-PING-v1.3.pdf>
- Parallax Inc. (October de 2009). Obtenido de Motor Mount and Wheel Kit with Position Controller: <http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/motors/27971-MotorMount-v1.3.pdf>
- Pololu Corporation, Pololu Robotics and Electronics. (July de 2011). Obtenido de L3G4200D 3-Axis Gyro Carrier with Voltage Regulator: <http://www.pololu.com/catalog/product/1272>
- Quadrant. (2009). *Plásticos de Ingeniería*. (Metales Industriales) Recuperado el Mayo de 2012, de http://www.metalesindustriales.com/index.php?showPage=462&cat_prod=12&subcat_prod=0&prod=50
- Quality Transmission Components. (2007). *Handbook of Metric Gears Q420*. Recuperado

- el 1 de Marzo de 2012, de
<http://www.qtcgears.com/Q420%20PDF%20Files/Q420.pdf>
- Ramis, M. (2009). *La Ergonomía*. (ArtifexBalear) Recuperado el 6 de Julio de 2012, de
www.aerrtifexbalear.org/ergonomia.htm
- Reyes, L. (2009). Obtenido de Introducción Filtros: http://fisica.udea.edu.co/~lab-gicm/Curso%20de%20Electronica/2009_Filtros_introduccion.pdf
- Russell, S. J., & Norvig, P. (2010). *Artificial Intelligence. A modern Approach* (3rd edition ed.). New Jersey, United States: Prentice Hall.
- Salesiana, U. P. (2004). Obtenido de Capítulo 2: Diseño y Construcción / Arquitectura del Hardware:
http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/417/4/Cap2_Disen%C3%B3n_y_Construcci%C3%B3n_de_prototipo_electroencefalograf%C3%B3_para_adquisici%C3%B3n_de_senales_cerebrales.pdf
- Servicio Industrial, S.A. (2009). *Acero SISA 4340*. Recuperado el 19 de Mayo de 2012, de
<http://www.sisa1.com.mx/pdf/Acero%20SISA%204340.pdf>
- Shigley, J. (2006). *Mechanical Engineering Design* (Octava edición ed.). Estados Unidos.
- SKF. (2008). *Deep Groove Ball Bearings, Single Row*. (SKF) Recuperado el 15 de Mayo de 2012, de
http://www.skf.com/skf/productcatalogue/jsp/viewers/productTableViewer.jsp?lang=en&tableName=1_1_1&presentationType=3&startnum=12
- SKF. (2009). *Angular Contact Ball Bearings, Single Row*. (SKF) Recuperado el 5 de Mayo de 2012, de
http://www.skf.com/skf/productcatalogue/jsp/viewers/productTableViewer.jsp?presentationType=3&lang=en&tableName=1_3_1
- SKF. (2009). *Selección del tamaño del rodamiento*. (SKF) Recuperado el Abril de 2012, de
http://www.skf.com/portal/skf/home/products?maincatalogue=1&lang=es&newlink=1_0_21
- SKF. (2010). *Tapered Roller Bearings, Single Row*. (SKF) Recuperado el 21 de Mayo de 2012, de
http://www.skf.com/skf/productcatalogue/jsp/viewers/productTableViewer.jsp?lang=en&tableName=1_14_1&presentationType=3&startnum=2
- SKF. (s.f.). *Rolling bearings*. (SKF) Recuperado el 9 de Abril de 2012, de
<http://www.skf.com/portal/skf/home/products?maincatalogue=1&lang=en&newlink=1>

- Steinbuch, M. (2005). Obtenido de Wavelet Theory and Applications. A literature study:
<http://alexandria.tue.nl/repository/books/612762.pdf>
- Stilson, T. (1996). Obtenido de Biopotential Sensors:
<https://ccrma.stanford.edu/CCRMA/Courses/252/sensors/node10.html>
- Systems, B. (2011). Obtenido de <http://www.biopac.com/disposable-radiotranslucent-dry-electrode>
- Tallgren, P., Vanhatalo, S., Kaila, K., & Voipio, J. (Octubre de 2004). Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials. *Clinical Neurophysiology*(116), 799-806.
- Tanenbaum, A. (2003). *Redes de computadoras* (4th ed.). México D.F., México: Pearson Educación.
- Thamer. (2009). Obtenido de Error Detection and Correction:
<http://www.uotechnology.edu.iq/dep-eee/lectures/4th/Communication/Information%20theory/6.pdf>
- The ObsPy Development Team. (2012). Obtenido de Seismogram Envelopes:
http://docs.obspy.org/tutorial/seismogram_envelopes.html
- Torres, M. M. (2011). *Métodos estadísticos fundamentales*.
- Tyner, F. S., Knott, J. R., & Brem Mayer, W. (1983). *Fundamentals of EEG Technology, Volume 1: Basic Concepts and Methods*. New York, USA: Raven Press.
- University of New Brunswick, Fredericton, Canada;. (2003). Obtenido de Polynomial Factors (2..127)(2..511): <http://www.ece.unb.ca/tervo/ee4253/polytable.shtml>
- Walliczek, M., Kraft, F., Schultz, T., & Alex, W. (2006). Obtenido de Sub-Word Unit based Non-Audible Speech Recognition using Surface:
http://www.cs.cmu.edu/~scjou/paper/walliczek_icslp06.pdf
- Wand, M., & Tanja, S. (2009). Obtenido de Session Independent EMG-Based Speech Recognition:
http://csl.anthropomatik.kit.edu/downloads/WandSchultz_Biosignals2011.pdf
- Wand, M., Jou, S.-C., Toth, A., & Schultz, T. (2009). Obtenido de Impact of Different Speaking Modes on EMG-based Speech Recognition:
<http://www.cs.cmu.edu/~atoth/papers/IS090482.pdf>
- Wasilewski, F. (2012). Obtenido de Wavelet Properties Browser:
<http://wavelets.pybytes.com/>
- Wikipedia. (2009). Obtenido de Sallen Key Generic Circuit:

http://en.wikipedia.org/wiki/File:Sallen-Key_Generic_Circuit.svg

Wikipedia. (2012). Obtenido de Cyclic Redundancy Check:

http://en.wikipedia.org/wiki/Cyclic_redundancy_check

XIII. Apéndice

A. Diseños de las redes neuronales para cada conjunto de coeficientes

En esta sección se muestra el diseño de las redes neuronales utilizada para cada conjunto de coeficientes. Como se mencionó anteriormente, cada conjunto de coeficientes posee un tamaño distinto, con respecto al conjunto de datos original. Se seleccionó una frecuencia de muestreo de 2,600Hz., por lo que sabemos que un segmento o enunciado cuenta con 1950 datos. En las siguientes secciones se muestra la topología seleccionada para las redes neuronales utilizadas según el conjunto de coeficientes que busca reconocer.

Es importante mencionar que la capa de salida fue variada dependiendo del objetivo de la red (reconocer 3, 4 o 5 comandos), por lo que la cantidad de neuronas en la capa de salida únicamente varió entre 3, 4 o 5 (según fuera el caso) para todos los diseños que usen cualquier conjunto de coeficientes. De manera similar, todas las redes neuronales utilizan una función sigmoide como función de activación de (todas) las capas ocultas, así como una función de activación softmax para la capa de salida y una función lineal para la capa de entrada. Debido a esto en las siguientes secciones se especifica únicamente la cantidad de neuronas en la capa de entrada, la cantidad de capas ocultas y la cantidad de neuronas por capa oculta.

1. Diseños para redes que utilizan cA4 y cD4. Las redes neuronales que buscan reconocer el conjunto de coeficientes cA4 y cD4 utilizan segmentos de 69 datos. Por lo que todos los diseños utilizan esta cantidad como cantidad de neuronas en la capa de entrada. Para este tipo de redes se implementaron cuatro diseños.

Tabla No.57. Diseño de redes neuronales que utilizan cA4 y cD4

No. de diseño	Cantidad de capas ocultas	Neuronas por capa	Espacio en disco de la red neuronal(MB)
1	1	200	1.7
2	2	250, 100	4.9
3	1	400	3.4
4	3	150, 100, 50	3.5

Los tamaños de estas redes son, en comparación con las utilizadas para conjuntos de coeficientes más elevados, más pequeñas en cuanto a cantidad de neuronas, conexiones y espacio en disco duro. Fue debido a esto que, a pesar que los resultados no fueran tan buenos como otros, fueron bastante utilizados debido a porcentajes aceptables de reconocimiento y un tiempo de procesamiento con un orden de magnitud menor que redes neuronales que utilizaban conjuntos de coeficientes.

2. Diseños para redes que utilizan cA3 y cD3. Las redes neuronales que buscan reconocer el conjunto de coeficientes cA3 y cD3 utilizan segmentos de 130 datos, por lo que poseen 130 neuronas en la capa de entrada. Los diseños utilizados para estos conjuntos de coeficientes se muestran a continuación.

Tabla No.58. Diseño de redes neuronales que utilizan cA3 y cD3

No. de diseño	Cantidad de capas ocultas	Neuronas por capa	Espacio en disco de la red neuronal (MB)
1	2	400, 100	10.4
2	1	750	11.5
3	1	900	13.8

Estas redes neuronales, a pesar de ser del doble o triple de espacio en disco que las anteriores, fueron bastante utilizadas debido a que mostraban buenos resultados en un tiempo similar a las anteriores (en el mismo orden de magnitud).

3. Diseños para redes que utilizan cA2 y cD2. Las redes neuronales que buscan reconocer el conjunto de coeficientes cA2 y cD2 utilizan segmentos de 251 datos, por lo que poseen 251 neuronas en la capa de entrada. Los diseños utilizados para estos conjuntos de coeficientes se muestran a continuación.

Tabla No.59. Diseño de redes neuronales que utilizan cA2 y cD2

No. de diseño	Cantidad de capas ocultas	Neuronas por capa	Espacio en disco de la red neuronal (MB)
1	2	600, 100	23.7
2	1	950	25.9
3	1	1200	34.5

De manera similar a las que utilizan cA3 y cD3, estas redes se procuró utilizarlas bastante debido a los buenos porcentajes de reconocimiento que proveían y el bajo tiempo de procesamiento (claro está, no tan bajo como los diseños que se muestran con anterioridad).

4. Diseños para redes que utilizan cA1 y cD1. Las redes neuronales que buscan reconocer el conjunto de coeficientes cA1 y cD1 utilizan segmentos de 494 datos, por lo que poseen 494 neuronas en la capa de entrada. Los diseños utilizados para estos conjuntos de coeficientes se muestran a continuación.

Tabla No.60. Diseño de redes neuronales que utilizan cA1 y cD1

No. de diseño	Cantidad de capas ocultas	Neuronas por capa	Espacio en disco de la red neuronal (MB)
1	2	800, 100	71.3
2	1	1200	67.1
3	1	1500	83.8

El caso de estas redes neuronales ya fue cambiando un poco, debido a que los resultados iban mejorando, pero el tiempo de procesamiento aumentó significativamente. Fue debido a esto que se procuró utilizar estas redes neuronales cuando fuera necesario aumentar los porcentajes de reconocimiento, pero se procuró no

utilizarlos en todos los casos para evitar que el tiempo de procesamiento excediera un tiempo aceptable (en este caso definido como 1 segundo).

5. Diseños para redes que utilizan cA y cD. Las redes neuronales que buscan reconocer el conjunto de coeficientes cA y cD utilizan segmentos de 979 datos, por lo que poseen 979 neuronas en la capa de entrada. En este caso se utilizaron únicamente dos diseños, a diferencia de los anteriores. Estos diseños se muestran a continuación.

Tabla No.61. Diseño de redes neuronales que utilizan cA y cD

No. de diseño	Cantidad de capas ocultas	Neuronas por capa	Espacio en disco de la red neuronal (MB)
1	1	1400, 500	231.5
2	2	1800	197.6

Finalmente se tiene el caso de las redes neuronales que utilizan los conjuntos de coeficientes cA y cD. Como se puede observar en la tabla anterior, debido a la cantidad de entradas de la red, fue necesario que tuvieran más neuronas por cada capa, lo que hizo que crecieran notablemente en cuanto a espacio en disco duro. El uso de estas redes se procuró evitarlo debido al tiempo de procesamiento del que hacían uso (un orden de magnitud superior a los demás). Sin embargo, fueron utilizadas para situaciones en las que se requería mejorar en gran medida los porcentajes de reconocimiento.

Es importante mencionar que no se utilizaron redes neuronales que utilizaran los datos originales, pues éstas requerían demasiadas neuronas por capa, lo que daba como resultado redes que superaban los 1.3GB de espacio en disco duro. Éstas excedían un tiempo aceptable para cargar y procesar, por lo que no fueron utilizadas.

B. Ejemplo simplificado del cálculo realizado para llevar a cabo el reconocimiento de comandos

En esta sección se ejemplificará con el método de reconocimiento mediante el uso de redes neuronales. Es importante mencionar que los valores utilizados para este ejemplo no representan una prueba real, sino valores ficticios con fines de ilustración. Supongamos que se busca reconocer tres comandos (comando 0, 1 y 2). Supongamos también que se entrenaron tres redes neuronales con muestras de los tres comandos, de tal forma que las probabilidades obtenidas se muestran en la siguiente tabla.

Tabla No.62. Probabilidades de redes neuronales para reconocimiento de tres comandos y definición de niveles de aceptación para ejemplo

Probabilidades estimadas para los diferentes comandos						
No. de red neuronal	$P(0 0)$	$P(0 -0)$	$P(1 1)$	$P(1 -1)$	$P(2 2)$	$P(2 -2)$
1	0.709	0.090	0.965	0.061	0.601	0.085
2	0.840	0.043	0.828	0.073	0.834	0.063
3	0.839	0.094	0.920	0.022	0.798	0.048

A partir de estas probabilidades se definen los niveles de aceptación de tal forma que para todos los comandos se utilicen dos redes neuronales para calcular la salida. Los niveles de aceptación definidos son los siguientes:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.839$ y $P(0|-0) \leq 0.094$. Se utilizan 2 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.920$ y $P(1|-1) \leq 0.061$. Se utilizan 2 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.798$ y $P(2|-2) \leq 0.063$. Se utilizan 2 redes.

A continuación supongamos que se obtiene una muestra que se desea reconocer. Esta muestra ya fue detectada y enviada a al método de reconocimiento. El método de reconocimiento manda la muestra a las tres redes neuronales con las que cuenta. Cada red neuronal provee una salida distinta. Supongamos que esta salida está dada por la siguiente tabla.

Tabla No.63. Salida de las redes neuronales para la muestra de ejemplo

No. de red neuronal	Salida de comando 0	Salida de comando 1	Salida de comando 2
1	0.42	0.09	0.49
2	0.12	0.08	0.80
3	0.20	0.05	0.75

Una vez obtenidas las salidas, se lleva a cabo la inferencia probabilística. La idea es calcular la probabilidad de que la muestra de entrada sea el comando 0, el comando 1 y el comando 2, para después aplicar la regla de aceptación y ver si el comando corresponde a uno de los comandos predefinidos o a un comando no identificado.

Como se puede observar en la Tabla No.62, para cada comando se tienen dos redes que participan en el cálculo. En el caso del comando 0 participan las redes 2 y 3; en el caso del comando 1, participan las redes 1 y 3; y en el caso del comando 2, participan las redes 2 y 3.

En la siguiente tabla se puede observar todas las probabilidades requeridas para hacer el cálculo necesario para obtener la probabilidad de que la muestra sea el comando 0.

Tabla No.64. Probabilidades requeridas para calcular la probabilidad de comando 0 para muestra de ejemplo

	Principal	N_2	N_3
0	$P(0) = 1/3$	$P(N_2 0)$	$P(N_3 0)$
¬0	$P(¬0) = 2/3$	$P(N_2 ¬0)$	$P(N_3 ¬0)$

A partir de esta tabla se realiza la inferencia bayesiana, realizando el cálculo de la probabilidad de la siguiente forma:

$$P(0|N_2, N_3) = \frac{\frac{1}{3}P(N_2|0)P(N_3|0)}{\frac{1}{3}P(N_2|0)P(N_3|0) + \frac{2}{3}P(N_2|¬0)P(N_3|¬0)}$$

Es importante notar a qué se refieren estas probabilidades. Se ejemplificará cómo obtener $P(N_2|0)$ y $P(N_2|\neg 0)$. La obtención de estas probabilidades se realiza con lo mencionado anteriormente, mediante una regresión lineal de las probabilidades obtenidas en la Tabla No.62. De esta tabla obtenemos ambas regresiones de la siguiente forma:

$$P(N_2|0) = (0.840 - (1 - 0.840))x + (1 - 0.840)$$

$$P(N_2|\neg 0) = (0.043 - (1 - 0.043))x + (1 - 0.043)$$

Donde x es el resultado de la salida de la red neuronal 2 para el comando 0, en este caso 0.12. Sabiendo esto, obtenemos que

$$P(N_2|0) = 0.24$$

$$P(N_2|\neg 0) = 0.84732$$

De manera similar obtenemos los valores para $P(N_3|0)$ y $P(N_3|\neg 0)$.

$$P(N_3|0) = 0.2966$$

$$P(N_3|\neg 0) = 0.7436$$

Con estos valores obtenemos la probabilidad $P(0)$ de la siguiente forma:

$$P(0|N_2, N_3) = \frac{\frac{1}{3}(0.24)(0.2966)}{\frac{1}{3}(0.24)(0.2966) + \frac{2}{3}(0.84732)(0.7436)} \approx 0.0534$$

Una vez obtenida la probabilidad de que la muestra corresponda al comando 0, $P(0)$, se prosigue a evaluar las probabilidades para los comandos 1 y 2. Es importante notar que estas probabilidades son totalmente independientes, por lo que es posible que la probabilidad converja a más de un resultado. Sin embargo, al aplicar la regla de aceptación esta posibilidad se descarta, dando un único resultado o bien clasificando el comando como no identificado. Por medio del mismo proceso se obtuvo las probabilidades de que el comando sea 1 y 2, dando como resultado:

$$P(0|N_2, N_3) \approx 0.0534, \quad P(1|N_1, N_3) \approx 0.005998, \quad P(2|N_2, N_3) \approx 0.777$$

A partir de la regla de aceptación el método de reconocimiento da como resultado el comando 2. Es importante mencionar que los resultados de este método mejoran conforme más redes neuronales se utilicen para su cálculo.

C. Resumen de resultados de reconocimiento de los pacientes

En esta sección se muestran los resultados obtenidos para el reconocimiento de comandos para los diferentes pacientes con los que se realizó pruebas. Para cada paciente se muestran los resultados para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos. Para cada cantidad de comandos se especifica qué comandos fueron utilizados, las probabilidades obtenidas por las redes, los niveles de aceptación y los resultados de reconocimiento. En las tablas en las que muestran las probabilidades estimadas y niveles de aceptación se resalta de color verde las redes neuronales no utilizadas (descartadas por el nivel de aceptación) y se resalta de color azul las redes utilizadas para reconocer cada comando.

1. Pruebas con Juan Pablo Pinto

a. Reconocimiento de cinco comandos. Las redes neuronales para reconocer cinco comandos fueron entrenadas con 1366 muestras repartidas entre los cinco comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1), Teléfono (2), Sigma (3) y Noviembre (4). Se entrenaron 26 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.65. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer cinco comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos									
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)	P(3 3)	P(3 -3)	P(4 4)	P(4 -4)
1	cD4	0.839	0.049	0.651	0.084	0.865	0.028	0.791	0.070	0.725	0.051
2	cD4	0.709	0.040	0.731	0.077	0.840	0.043	0.773	0.059	0.729	0.086
3	cD4	0.846	0.046	0.746	0.098	0.768	0.035	0.735	0.055	0.674	0.074
4	cD4	0.805	0.061	0.768	0.072	0.718	0.019	0.768	0.061	0.783	0.076
5	cA4	0.861	0.036	0.607	0.080	0.871	0.031	0.845	0.054	0.620	0.098
6	cA4	0.884	0.039	0.788	0.083	0.787	0.037	0.840	0.046	0.640	0.061
7	cA4	0.865	0.031	0.721	0.082	0.895	0.049	0.818	0.072	0.604	0.040
8	cD3	0.808	0.085	0.771	0.088	0.795	0.009	0.807	0.027	0.691	0.072
9	cD3	0.803	0.073	0.786	0.107	0.833	0.025	0.820	0.042	0.546	0.056
10	cD3	0.716	0.082	0.859	0.088	0.805	0.036	0.780	0.020	0.661	0.068
11	cA3	0.818	0.045	0.702	0.079	0.840	0.037	0.856	0.082	0.594	0.055

Continuación Tabla No.65

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos									
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)	P(3 3)	P(3 -3)	P(4 4)	P(4 -4)
12	cA3	0.935	0.050	0.654	0.098	0.765	0.038	0.768	0.086	0.614	0.044
13	cA3	0.821	0.070	0.557	0.095	0.791	0.025	0.844	0.097	0.629	0.052
14	cD2	0.873	0.041	0.859	0.079	0.865	0.027	0.860	0.030	0.685	0.038
15	cD2	0.837	0.039	0.932	0.032	0.928	0.024	0.910	0.014	0.828	0.032
16	cD2	0.849	0.051	0.856	0.055	0.869	0.021	0.911	0.004	0.843	0.037
17	cA2	0.654	0.092	0.666	0.128	0.735	0.052	0.743	0.058	0.552	0.084
18	cA2	0.760	0.036	0.842	0.117	0.853	0.032	0.740	0.039	0.670	0.060
19	cA2	0.697	0.041	0.750	0.082	0.863	0.031	0.877	0.052	0.690	0.075
20	cD1	0.880	0.040	0.851	0.045	0.914	0.017	0.843	0.030	0.861	0.031
21	cD1	0.918	0.029	0.926	0.043	0.888	0.016	0.856	0.010	0.913	0.026
22	cD1	0.967	0.039	0.860	0.035	0.910	0.012	0.872	0.035	0.856	0.009
23	cA1	0.792	0.056	0.721	0.129	0.787	0.029	0.723	0.033	0.612	0.095
24	cA1	0.729	0.050	0.766	0.084	0.888	0.033	0.830	0.023	0.738	0.071
25	cA1	0.850	0.038	0.894	0.066	0.831	0.033	0.786	0.051	0.692	0.048
26	cB	0.889	0.029	0.867	0.061	0.897	0.013	0.884	0.025	0.811	0.036

Como se puede observar, de las 26 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 15, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.85$ y $P(0|-0) \leq 0.051$. Se utilizan 14 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.85$ y $P(1|-1) \leq 0.067$. Se utilizan 7 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.87$ y $P(2|-2) \leq 0.050$. Se utilizan 10 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.84$ y $P(3|-3) \leq 0.055$. Se utilizan 10 redes.
- Para el comando 4, $P(4|4) \geq 0.81$ y $P(4|-4) \leq 0.038$. Se utilizan 6 redes.

Tabla No.66. Resumen de resultados de reconocimiento de cinco comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	26	0	4	30
<i>Eco</i>	28	0	2	30
<i>Teléfono</i>	29	0	1	30
<i>Sigma</i>	29	0	1	30
<i>Noviembre</i>	28	1	1	30
Total	140	1	9	150
Total (%)	93.33%	0.67%	6.00%	

b. Reconocimiento de cuatro comandos. Las redes neuronales para reconocer cuatro comandos fueron entrenadas con 1090 muestras repartidas entre los cuatro comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1), Teléfono (2) y Sigma (3). Se entrenaron 27 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.67. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer cuatro comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos							
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(3 3)	P(3 -3)	P(4 4)	P(4 -4)
1	cD4	0.922	0.086	0.784	0.065	0.812	0.012	0.826	0.056
2	cD4	0.845	0.088	0.812	0.083	0.770	0.032	0.808	0.053
3	cD4	0.922	0.086	0.778	0.048	0.781	0.033	0.838	0.059
4	cD4	0.896	0.072	0.811	0.056	0.821	0.030	0.846	0.051
5	cA4	0.904	0.061	0.880	0.059	0.831	0.033	0.833	0.032
6	cA4	0.956	0.076	0.842	0.034	0.840	0.017	0.869	0.037
7	cA4	0.951	0.052	0.833	0.051	0.933	0.020	0.816	0.033
8	cD3	0.867	0.095	0.860	0.058	0.777	0.022	0.878	0.031
9	cD3	0.864	0.074	0.860	0.102	0.829	0.012	0.796	0.029
10	cD3	0.800	0.062	0.854	0.066	0.817	0.028	0.938	0.041
11	cA3	0.925	0.086	0.831	0.081	0.747	0.011	0.802	0.053
12	cA3	0.967	0.072	0.858	0.072	0.825	0.010	0.788	0.033
13	cA3	0.921	0.086	0.828	0.098	0.785	0.010	0.720	0.055
14	cD2	0.967	0.061	0.880	0.042	0.833	0.020	0.851	0.028
15	cD2	0.935	0.064	0.909	0.033	0.823	0.021	0.905	0.024
16	cD2	0.939	0.058	0.757	0.069	0.863	0.030	0.785	0.060
17	cA2	0.837	0.059	0.854	0.083	0.829	0.029	0.865	0.035
18	cA2	0.833	0.050	0.839	0.145	0.856	0.032	0.675	0.039
19	cA2	0.855	0.067	0.926	0.056	0.875	0.024	0.854	0.017
20	cD1	0.883	0.030	0.904	0.038	0.910	0.027	0.888	0.044
21	cD1	0.906	0.055	0.868	0.047	0.847	0.030	0.865	0.039
22	cD1	0.889	0.035	0.896	0.074	0.900	0.038	0.774	0.033
23	cA1	0.724	0.118	0.781	0.144	0.777	0.032	0.727	0.038
24	cA1	0.924	0.048	0.771	0.046	0.893	0.016	0.874	0.069
25	cA1	0.862	0.078	0.805	0.049	0.807	0.033	0.887	0.052
26	cB	0.895	0.061	0.852	0.074	0.789	0.043	0.838	0.030
27	cB	0.921	0.023	0.967	0.065	0.890	0.030	0.827	0.011

Como se puede observar, de las 27 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 19, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.88$ y $P(0|-0) \leq 0.064$. Se utilizan 11 redes.

- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.85$ y $P(1|-1) \leq 0.067$. Se utilizan 9 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.82$ y $P(2|-2) \leq 0.039$. Se utilizan 17 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.85$ y $P(3|-3) \leq 0.045$. Se utilizan 9 redes.

Tabla No.68. Resumen de resultados de reconocimiento de cuatro comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	26	0	4	30
<i>Eco</i>	30	0	0	30
<i>Teléfono</i>	30	0	0	30
<i>Sigma</i>	30	0	0	30
Total	116	0	4	120
Total (%)	96.67%	0.00%	3.33%	

c. **Reconocimiento de tres comandos.** Las redes neuronales para reconocer tres comandos fueron entrenadas con 827 muestras repartidas entre los tres comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1) y Teléfono (2). Se entrenaron 27 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.69. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Juan Pablo Pinto para reconocer tres comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos					
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)
1	cD4	0.891	0.109	0.921	0.061	0.791	0.028
2	cD4	0.787	0.127	0.827	0.025	0.859	0.112
3	cD4	0.879	0.127	0.868	0.008	0.870	0.057
4	cD4	0.941	0.096	0.951	0.008	0.840	0.030
5	cA4	0.757	0.109	0.967	0.049	0.759	0.098
6	cA4	0.871	0.108	0.884	0.012	0.828	0.088
7	cA4	0.797	0.116	0.966	0.029	0.760	0.093
8	cD3	0.866	0.138	0.947	0.008	0.767	0.064
9	cD3	0.932	0.173	0.868	0.008	0.785	0.034
10	cD3	0.858	0.075	0.961	0.023	0.889	0.048
11	cA3	0.802	0.104	0.914	0.018	0.867	0.086
12	cA3	0.872	0.210	0.804	0.026	0.776	0.038
13	cA3	0.911	0.052	0.965	0.008	0.930	0.045

Continuación Tabla No.69

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos					
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)
14	cD2	0.903	0.116	0.864	0.047	0.794	0.056
15	cD2	0.923	0.083	0.954	0.068	0.799	0.010
16	cD2	0.905	0.051	0.936	0.011	0.927	0.054
17	cA2	0.856	0.157	0.822	0.031	0.829	0.059
18	cA2	0.727	0.118	0.897	0.092	0.809	0.074
19	cA2	0.842	0.156	0.872	0.018	0.779	0.079
20	cD1	0.820	0.048	0.966	0.038	0.919	0.062
21	cD1	0.913	0.083	0.967	0.017	0.835	0.026
22	cD1	0.905	0.071	0.961	0.018	0.895	0.031
23	cA1	0.736	0.204	0.766	0.133	0.703	0.061
24	cA1	0.769	0.179	0.839	0.067	0.802	0.049
25	cA1	0.857	0.190	0.819	0.066	0.774	0.019
26	cB	0.861	0.065	0.921	0.027	0.900	0.067
27	cB	0.787	0.050	0.932	0.016	0.922	0.113

Como se puede observar, de las 27 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 16, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.82$ y $P(0|-0) \leq 0.084$. Se utilizan 11 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.945$ y $P(1|-1) \leq 0.069$. Se utilizan 13 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.82$ y $P(2|-2) \leq 0.068$. Se utilizan 10 redes.

Tabla No.70. Resumen de resultados de reconocimiento de tres comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	29	0	1	30
<i>Eco</i>	29	0	1	30
<i>Teléfono</i>	29	0	1	30
Total	87	0	3	90
Total (%)	96.67%	0.00%	3.33%	

d. Resumen de resultados. En la siguiente tabla se puede observar un resumen general de los resultados obtenidos para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en las pruebas realizadas con Juan Pablo Pinto.

Tabla No.71. Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en pruebas con Juan Pablo Pinto

Cantidad de comandos	Muestras correctas	Muestras incorrectas	Muestras no identificadas	Cantidad de muestras para pruebas	Cantidad de muestras entrenamiento
3	96.67%	0.00%	3.33%	90	827
4	96.67%	0.00%	3.33%	120	1090
5	93.33%	0.67%	6.00%	150	1366

Es importante mencionar que, debido a los bajos porcentajes presentados en un principio fue necesario hacer uso de redes neuronales más grandes. Fue debido a esto que en algunos casos se crearon más de 25 redes neuronales, probando con redes neuronales que hacían uso del conjunto de coeficientes cB. El ejemplo más notorio en donde el uso de estas redes fue importante fue el caso del conjunto de redes de cinco comandos. Al hacer uso de las primeras 19 redes neuronales se tenían resultados del 81.33% de éxito, mientras cuando se utilizaron las 26 redes los resultados subieron a un 93.33% de éxito, como se puede observar en la tabla anterior.

Finalmente, se midieron tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada. Los resultados de tiempos son los siguientes:

Tabla No.72. Resumen de tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada para pruebas con Juan Pablo Pinto

Cantidad de comandos	Tiempo medio (s)	Tiempo máximo (s)	Tiempo mínimo (s)	Desviación estándar (s)
3	0.14	0.148	0.135	0.002
4	0.21	0.217	0.208	0.002
5	0.17	0.181	0.172	0.001

2. Pruebas con Martín Guzmán

a. **Reconocimiento de cinco comandos.** Las redes neuronales para reconocer cinco comandos fueron entrenadas con 1720 muestras repartidas entre los cinco comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1), Omega (2), Noviembre (3) y Sigma (4). Se entrenaron 25 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.73. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer cinco comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos									
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)	P(3 3)	P(3 -3)	P(4 4)	P(4 -4)
1	cD4	0.870	0.019	0.800	0.052	0.817	0.072	0.763	0.055	0.739	0.056
2	cD4	0.868	0.035	0.842	0.060	0.777	0.089	0.672	0.054	0.642	0.061
3	cD4	0.861	0.019	0.869	0.038	0.779	0.084	0.782	0.064	0.605	0.071
4	cD4	0.904	0.051	0.815	0.053	0.723	0.057	0.688	0.064	0.657	0.078
5	cA4	0.786	0.084	0.752	0.032	0.623	0.120	0.506	0.076	0.624	0.115
6	cA4	0.815	0.072	0.725	0.035	0.676	0.141	0.425	0.068	0.654	0.109
7	cA4	0.817	0.086	0.668	0.053	0.572	0.111	0.452	0.103	0.728	0.087
8	cD3	0.937	0.012	0.911	0.018	0.924	0.023	0.820	0.067	0.740	0.047
9	cD3	0.926	0.027	0.893	0.032	0.883	0.021	0.720	0.080	0.713	0.055
10	cD3	0.914	0.004	0.839	0.035	0.819	0.021	0.773	0.062	0.817	0.090
11	cA3	0.862	0.025	0.745	0.049	0.755	0.075	0.614	0.061	0.744	0.110
12	cA3	0.924	0.041	0.894	0.050	0.812	0.054	0.619	0.031	0.774	0.068
13	cA3	0.861	0.039	0.823	0.018	0.796	0.068	0.794	0.054	0.684	0.081
14	cD2	0.854	0.008	0.951	0.013	0.887	0.031	0.794	0.055	0.803	0.071
15	cD2	0.857	0.011	0.867	0.025	0.847	0.053	0.847	0.020	0.919	0.057
16	cD2	0.820	0.004	0.883	0.022	0.869	0.056	0.911	0.068	0.710	0.054
17	cA2	0.891	0.046	0.793	0.030	0.735	0.055	0.745	0.083	0.680	0.075
18	cA2	0.880	0.025	0.772	0.024	0.813	0.064	0.801	0.107	0.611	0.060
19	cA2	0.911	0.034	0.800	0.045	0.743	0.018	0.774	0.101	0.680	0.076
20	cD1	0.906	0.022	0.895	0.040	0.795	0.034	0.736	0.047	0.729	0.092
21	cD1	0.926	0.024	0.929	0.029	0.891	0.022	0.862	0.041	0.778	0.037
22	cD1	0.967	0.039	0.967	0.030	0.780	0.015	0.838	0.018	0.843	0.037
23	cA1	0.865	0.052	0.793	0.043	0.700	0.071	0.670	0.104	0.547	0.087
24	cA1	0.895	0.011	0.927	0.034	0.835	0.049	0.821	0.077	0.621	0.055
25	cA1	0.802	0.013	0.911	0.039	0.827	0.061	0.752	0.080	0.587	0.089

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 17, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.90$ y $P(0|-0) \leq 0.052$. Se utilizan 9 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.89$ y $P(1|-1) \leq 0.051$. Se utilizan 9 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.82$ y $P(2|-2) \leq 0.062$. Se utilizan 8 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.79$ y $P(3|-3) \leq 0.078$. Se utilizan 8 redes.
- Para el comando 4, $P(4|4) \geq 0.71$ y $P(4|-4) \leq 0.091$. Se utilizan 11 redes.

Tabla No.74. Resumen de resultados de reconocimiento de cinco comandos en pruebas con Martín Guzmán

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	30	0	0	30
<i>Eco</i>	27	0	3	30
<i>Omega</i>	28	1	1	30
<i>Noviembre</i>	28	1	1	30
<i>Sigma</i>	29	0	1	30
Total	142	2	6	150
Total (%)	94.67%	1.33%	4.00%	

b. Reconocimiento de cuatro comandos. Las redes neuronales para reconocer cuatro comandos fueron entrenadas con 1345 muestras repartidas entre los cuatro comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1), Omega (2) y Noviembre (3). Se entrenaron 25 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.75. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer cuatro comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos							
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)	P(3 3)	P(3 -3)
1	cD4	0.892	0.071	0.786	0.070	0.705	0.103	0.652	0.077
2	cD4	0.895	0.073	0.861	0.067	0.698	0.067	0.679	0.083
3	cD4	0.899	0.069	0.837	0.064	0.688	0.080	0.727	0.070
4	cD4	0.925	0.086	0.834	0.074	0.743	0.078	0.622	0.054
5	cA4	0.639	0.125	0.752	0.080	0.625	0.141	0.615	0.111
6	cA4	0.693	0.144	0.755	0.080	0.715	0.137	0.466	0.095
7	cA4	0.686	0.092	0.745	0.094	0.613	0.146	0.613	0.116

Continuación Tabla No.75

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos							
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)	P(3 3)	P(3 -3)
8	cD3	0.836	0.039	0.791	0.056	0.840	0.078	0.795	0.074
9	cD3	0.940	0.032	0.851	0.072	0.801	0.011	0.858	0.068
10	cD3	0.922	0.034	0.851	0.074	0.743	0.049	0.868	0.048
11	cA3	0.813	0.074	0.796	0.052	0.757	0.091	0.767	0.073
12	cA3	0.815	0.053	0.855	0.069	0.809	0.095	0.703	0.055
13	cA3	0.779	0.079	0.815	0.052	0.805	0.108	0.703	0.060
14	cD2	0.915	0.066	0.901	0.066	0.775	0.035	0.796	0.037
15	cD2	0.896	0.035	0.956	0.026	0.900	0.024	0.894	0.033
16	cD2	0.918	0.042	0.865	0.060	0.832	0.047	0.826	0.037
17	cA2	0.865	0.050	0.792	0.094	0.771	0.106	0.635	0.061
18	cA2	0.773	0.073	0.860	0.092	0.655	0.057	0.852	0.065
19	cA2	0.831	0.035	0.797	0.084	0.684	0.102	0.848	0.058
20	cD1	0.834	0.059	0.878	0.068	0.761	0.061	0.796	0.055
21	cD1	0.933	0.084	0.967	0.040	0.890	0.030	0.707	0.014
22	cD1	0.919	0.021	0.899	0.088	0.880	0.034	0.831	0.013
23	cA1	0.800	0.057	0.817	0.072	0.661	0.119	0.748	0.076
24	cA1	0.822	0.063	0.823	0.088	0.783	0.069	0.773	0.047
25	cA1	0.882	0.019	0.883	0.107	0.746	0.072	0.778	0.039

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 16, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.89$ y $P(0|-0) \leq 0.087$. Se utilizan 11 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.85$ y $P(1|-1) \leq 0.089$. Se utilizan 10 redes.
- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.77$ y $P(2|-2) \leq 0.079$. Se utilizan 7 redes.
- Para el comando 3, $P(3|3) \geq 0.82$ y $P(3|-3) \leq 0.069$. Se utilizan 7 redes.

Tabla No.76. Resumen de resultados de reconocimiento de cuatro comandos en pruebas con Martín Guzmán

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	27	1	2	30
<i>Eco</i>	28	0	2	30
<i>Omega</i>	29	1	0	30
<i>Noviembre</i>	29	1	0	30
Total	113	3	4	120
Total (%)	94.17%	2.50%	3.33%	

c. **Reconocimiento de tres comandos.** Las redes neuronales para reconocer tres comandos fueron entrenadas con 1058 muestras repartidas entre los tres comandos. Los comandos que se buscó reconocer fueron los siguientes: Uniforme (0), Eco (1) y Omega (2). Se entrenaron 25 redes neuronales. Los resultados de las probabilidades obtenidas se pueden ver en la siguiente tabla:

Tabla No.77. Probabilidades estimadas y niveles de aceptación en pruebas con Martín Guzmán para reconocer tres comandos

No. de red neuronal	Conjunto de coeficientes utilizado	Probabilidades estimadas para los diferentes comandos					
		P(0 0)	P(0 -0)	P(1 1)	P(1 -1)	P(2 2)	P(2 -2)
1	cD4	0.941	0.008	0.878	0.056	0.902	0.078
2	cD4	0.909	0.036	0.879	0.087	0.862	0.053
3	cD4	0.944	0.008	0.906	0.053	0.922	0.056
4	cD4	0.931	0.008	0.917	0.088	0.862	0.051
5	cA4	0.721	0.072	0.709	0.053	0.803	0.259
6	cA4	0.687	0.043	0.802	0.070	0.793	0.245
7	cA4	0.724	0.043	0.749	0.071	0.792	0.254
8	cD3	0.938	0.017	0.900	0.072	0.864	0.061
9	cD3	0.929	0.033	0.852	0.047	0.887	0.087
10	cD3	0.950	0.008	0.914	0.024	0.957	0.060
11	cA3	0.819	0.008	0.872	0.036	0.960	0.135
12	cA3	0.903	0.008	0.967	0.042	0.919	0.060
13	cA3	0.893	0.008	0.890	0.046	0.922	0.101
14	cD2	0.912	0.016	0.961	0.010	0.960	0.057
15	cD2	0.897	0.008	0.911	0.052	0.891	0.096
16	cD2	0.967	0.030	0.921	0.024	0.898	0.045
17	cA2	0.737	0.032	0.881	0.025	0.908	0.180
18	cA2	0.897	0.017	0.904	0.036	0.927	0.083
19	cA2	0.818	0.008	0.953	0.066	0.924	0.082
20	cD1	0.889	0.028	0.897	0.037	0.869	0.107
21	cD1	0.965	0.014	0.967	0.032	0.908	0.021
22	cD1	0.902	0.008	0.967	0.040	0.951	0.039
23	cA1	0.856	0.020	0.868	0.065	0.854	0.126
24	cA1	0.967	0.049	0.875	0.052	0.833	0.060
25	cA1	0.833	0.008	0.896	0.039	0.936	0.122

Como se puede observar, de las 25 redes neuronales entrenadas, únicamente fueron utilizadas 15, entre las que se definió los niveles de aceptación de la siguiente forma:

- Para el comando 0, $P(0|0) \geq 0.90$ y $P(0|-0) \leq 0.037$. Se utilizan 12 redes.
- Para el comando 1, $P(1|1) \geq 0.90$ y $P(1|-1) \leq 0.066$. Se utilizan 12 redes.

- Para el comando 2, $P(2|2) \geq 0.89$ y $P(2|-2) \leq 0.083$. Se utilizan 10 redes.

Como se puede observar, según los niveles de aceptación obtenidos, la red 24 debería formar parte del comando 0. Sin embargo, para este comando se tenían otras redes con las que se tenía resultados similares, por lo que se prefirió no utilizarla debido a que era una red neuronal bastante grande, lo que afectaba el tiempo de ejecución y espacio en memoria, sin dar grandes beneficios al utilizarla.

Tabla No.78. Resumen de resultados de reconocimiento de tres comandos en pruebas con Martín Guzmán

Comando	Correctas	Incorrectas	No identificadas	Total de muestras
<i>Uniforme</i>	30	0	0	30
<i>Eco</i>	29	0	1	30
<i>Omega</i>	28	0	2	30
Total	87	0	3	90
Total (%)	96.67%	0.00%	3.33%	

d. **Resumen de resultados.** En la siguiente tabla se puede observar un resumen general de los resultados obtenidos para el reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en las pruebas realizadas con Martín Guzmán.

Tabla No.79. Resumen de porcentajes para reconocimiento de 3, 4 y 5 comandos en pruebas con Martín Guzmán

Cantidad de comandos	Muestras correctas	Muestras incorrectas	Muestras no identificadas	Cantidad de muestras para pruebas	Cantidad de muestras entrenamiento
3	96.67%	0.00%	3.33%	90	1050
4	94.17%	2.50%	3.33%	120	1345
5	94.67%	1.33%	4.00%	150	1720

Finalmente, se midieron tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada. Los resultados de tiempos son los siguientes:

Tabla No.80. Resumen de tiempos de ejecución del método de reconocimiento de forma aislada para pruebas con Martín Guzmán

Cantidad de comandos	Tiempo medio (s)	Tiempo máximo (s)	Tiempo mínimo (s)	Desviación estándar (s)
3	0.13	0.143	0.131	0.002
4	0.14	0.147	0.130	0.002
5	0.17	0.182	0.163	0.003

D. Instalación de paquetes y software requerido

En la presente sección muestra cómo instalar lo necesario para ejecutar el sistema implementado bajo el sistema operativo Ubuntu 12.04, Linux.

Para instalar matplotlib, NumPy, SciPy y PyWt, basta con escribir la siguiente línea de comando en la terminal:

```
>>sudo apt-get install python-libxml2 python-matplotlib python-numpy
ipython python-scipy python-tk python-setuptools python-pywt
```

Para instalar PyBrain:

```
>>sudo easy_install pybrain
```

Para instalar OpenCV (requerida por el Módulo de navegación mediante visión por computadora):

```
>>sudo apt-get install build-essential
>>sudo apt-get install libavformat-dev
>>sudo apt-get install ffmpeg
>>sudo apt-get install libcv2.3 libcvaux2.3 libhighgui2.3 python-opencv
opencv-doc libcv-dev libcvaux-dev libhighgui-dev
```

Python ya viene instalado por defecto en el sistema operativo, por lo que no es necesario instalarlo, al igual que GTK. Sin embargo, es probable que la aplicación de la siguiente advertencia:

```
# Solving Gtk-WARNING **: Unable to locate theme engine in module_path:
"pixmap"
```

Para remover esta advertencia, es necesario ejecutar la siguiente línea de comando en la terminal:

```
sudo apt-get install gtk2-engines-pixbuf
```

E. Esfuerzos y geometría

Tabla No.81. Esfuerzos de flexión permisible para engranajes de plástico (10⁷ciclos, con confiabilidad de 99% a una temperatura de trabajo de 250 °F)

<i>Material</i>	<i>Tensión por flexión permisible aproximado, (Ksi, MPa)</i>	
	<i>Sin relleno</i>	<i>Relleno con vidrio</i>
ABS	3 (21)	6 (41)
Acetal	5 (34)	7 (48)
Nylon	6 (41)	12 (83)
Policarbonato	6 (41)	9 (62)
Polyester	3.5 (24)	8 (55)
Poliuretano	2.5 (17)	—

Figura No.312. Ecuaciones de esfuerzo de flexión y esfuerzo límite de flexión para engranajes rectos

$$\sigma_{\text{all}} = \begin{cases} \frac{S_t}{S_F} \frac{Y_N}{K_T K_R} & \text{(U.S. customary units)} \\ \frac{S_t}{S_F} \frac{Y_N}{Y_\theta Y_Z} & \text{(SI units)} \end{cases} \quad \sigma = \begin{cases} W^t K_o K_v K_s \frac{P_d}{F} \frac{K_m K_B}{J} \\ W^t K_o K_v K_s \frac{1}{b m_t} \frac{K_H K_B}{Y_J} \end{cases}$$

Figura No.313. Ecuaciones esfuerzo de contacto y esfuerzo límite de contacto para engranajes rectos

$$\sigma_c = \begin{cases} C_P \sqrt{W^t K_o K_v K_s \frac{K_m}{d_P F} \frac{C_f}{I}} \\ Z_E \sqrt{W^t K_o K_v K_s \frac{K_H}{d_w b} \frac{Z_R}{Z_I}} \end{cases} \sigma_{c,all} = \begin{cases} \frac{S_c}{S_H} \frac{Z_N C_H}{K_T K_R} & \text{(U.S. customary units)} \\ \frac{S_c}{S_H} \frac{Z_N Z_W}{Y_\theta Y_Z} & \text{(SI units)} \end{cases}$$

Figura No.314. Ecuaciones de energía de distorsión para fluencia

$$\sigma'_{\max} = [(\sigma_m + \sigma_a)^2 + 3(\tau_m + \tau_a)^2]^{1/2} = \left[\left(\frac{32K_f(M_m + M_a)}{\pi d^3} \right)^2 + 3 \left(\frac{16K_{fs}(T_m + T_a)}{\pi d^3} \right)^2 \right]^{1/2}$$

$$n_y = \frac{S_y}{\sigma'_{\max}}$$

Figura No.315. Ecuaciones de energía de distorsión para ejes giratorios (falla por fatiga)

$$\sigma'_a = (\sigma_a^2 + 3\tau_a^2)^{1/2} \sigma'_m = (\sigma_m^2 + 3\tau_m^2)^{1/2}$$

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

$$\frac{1}{n} = \frac{\sigma'_a}{S_e} + \frac{\sigma'_m}{S_{ut}}$$

Figura No.316. Ecuaciones de carga-vida-confiabilidad para rodamientos

$$C_{10} = F_D \left[\frac{x_D}{x_0 + (\theta - x_0)(\ln 1/R_D)^{1/b}} \right]^{1/a}$$

$$F_e = X_i V F_r + Y_i F_a$$

Figura No.317. Ecuación de vida nominal de SKF

$$L_{nmh} = a_1 a_{SKF} 10^6 / (60n)^p L_{10} \text{ donde}$$

L_{nm} = vida nominal SKF (con un 100 - n^1) % de fiabilidad), millones de revoluciones

L_{nmh} = vida nominal SKF (con un 100 - n^1) % de fiabilidad), horas de funcionamiento

L_{10} = vida nominal básica (con un 90 % de fiabilidad), millones de revoluciones

a_1 = factor de ajuste de la vida para una mayor fiabilidad

a_{SKF} = Factor de ajuste de la vida SKF

C = capacidad de carga dinámica, kN

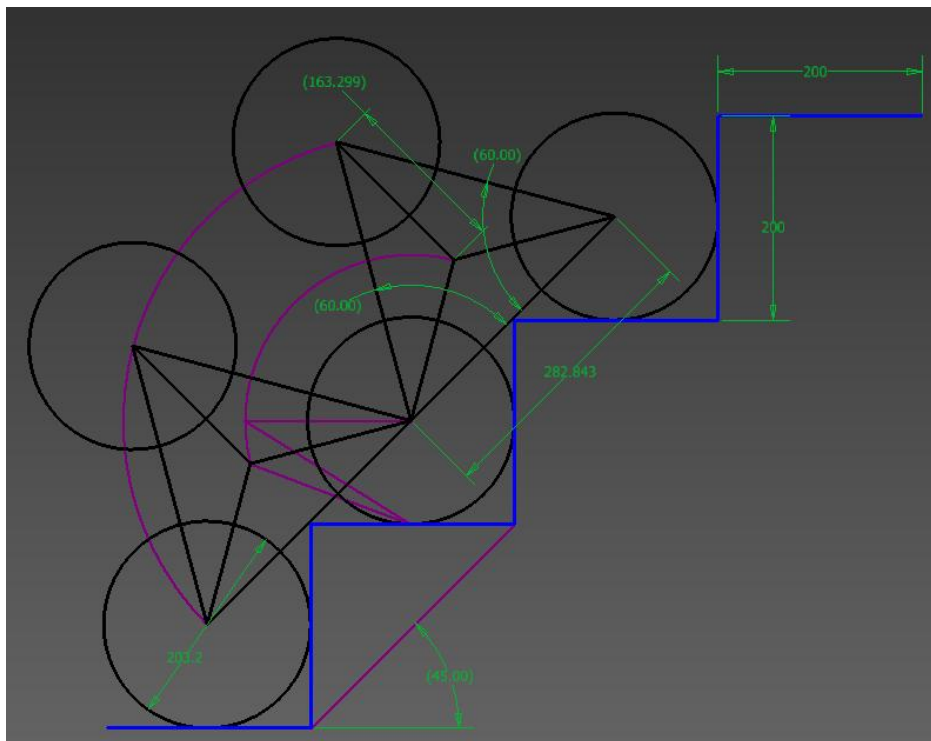
P = carga dinámica equivalente del rodamiento, kN

n = velocidad de giro, rpm

p = exponente de la ecuación de la vida

3 para los rodamientos de bolas

10/3 para los rodamientos de rodillos

Figura No.318. Dimensiones iniciales del sistema Tri-Star

XIV. Glosario

1. **Aceleración:** variación de la velocidad de un móvil por unidad de tiempo.
2. **Acelerómetro:** micro sensor capaz de medir aceleraciones en los ejes X, Y, y Z.
3. **Aceero:** aleación de hierro y carbono donde el carbono no supera el 2.1%.
4. **Algoritmo Canny:** es un operador desarrollado por John F. Canny en 1986 que utiliza un algoritmo de múltiples etapas para detectar una amplia gama de bordes en imágenes. Lo más importante es que Canny también desarrolló una teoría computacional acerca de la detección de bordes que explica por qué la técnica funciona.
5. **Algoritmo:** es un conjunto pre escrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad mediante pasos sucesivos que no generen dudas a quien deba realizar dicha actividad.
6. **Amplificador de instrumentación:** dispositivo electrónico (analógico) amplificador de voltaje que amplifica el voltaje diferencial que existe su pareja de nodos de entrada. Está hecho a partir de amplificadores operacionales, posee una impedancia de entrada alta, una ganancia variable, una sensibilidad que permite la captura de señales eléctrica en el orden de los milivoltios (mV) y un CMRR (Relación de Rechazo de Modo Común) alto.
7. **Amplificador operacional:** dispositivo electrónico (analógico) amplificador de voltaje que amplifica el voltaje diferencial que existe su pareja de nodos de entrada. En el modelo ideal del amplificador operacional, la amplificación o ganancia en lazo abierto es infinita. El amplificador operacional tiene varias aplicaciones comunes con retroalimentación negativa (lazo cerrado) con el fin de reducir su ganancia y aumentar el ancho de banda.
8. **Aprendizaje adaptativo:** que posee la capacidad de aprender mediante una etapa de aprendizaje basada en un entrenamiento.
9. **Área de navegación:** superficie por la cual el elemento de transporte puede pasar.
10. **Articulación:** vocalización de una o más palabras que representan un sentido unitario a la computadora.
11. **Bit de paridad:** indica si el número de 1's contenidos en el mensaje es par o impar.

12. **Bobina:** cilindro en el que se enrolla hilo conductor devanado.
13. **Calibración:** el procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que "debiera indicar" de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
14. **Cámara digital:** una cámara digital es una cámara fotográfica que, en vez de captar y almacenar fotografías en películas química como las cámaras fotográficas de película fotográfica, aprovecha el proceso de la fotografía digital para generar y almacenar imágenes.
15. **Carga dinámica:** se aplica a una velocidad determinada.
16. **Carga estática:** se aplica gradualmente desde un valor inicial cero hasta su máximo valor.
17. **Carga:** fuerza exterior que actúa sobre un cuerpo.
18. **Centro de gravedad:** punto de aplicación de la resultante de todas las fuerzas de gravedad que actúan sobre las distintas porciones materiales de un cuerpo.
19. **Centro de masa:** punto geométrico que, dinámicamente, se comporta como si recibiera la aplicación de la resultante de las fuerzas externas al sistema) sólo coincide con el centro de gravedad cuando el campo gravitatorio es uniforme por la acción de un vector de magnitud y dirección constante.
20. **Código de Redundancia Cíclica (CRC):** código de detección de errores muy utilizado en sistemas y redes digitales para detectar errores en datos digitales, pero no para hacer las correcciones a los datos cuando dichos errores son detectados. En este tipo de código de detección de errores se calcula un cierto número de bits, llamados a veces residuo o *checksum*, los cuales son anexados a los datos digitales que se van a transmitir.
21. **Códigos de corrección de errores:** algoritmos utilizados para detectar y corregir errores en una transmisión de datos.
22. **Códigos de detección de errores:** algoritmos utilizados para detectar errores en una transmisión de datos.
23. **Códigos polinomiales:** ver Código de Redundancia Cíclica (CRC).
24. **Coefficiente de seguridad:** cociente entre el valor máximo de un sistema y el valor esperado real al que será sometido
25. **Cojinete:** pieza en que se sujeta y gira un eje de maquinaria.
26. **Comando:** instrucción u orden que el usuario proporciona a un sistema

informático, desde la línea de comandos o desde una llamada de programación. Puede ser interno o externo.

27. **Contraste:** se define como la diferencia relativa en intensidad entre un punto de una imagen y sus alrededores.
28. **Convertidor Analógico-Digital (ADC):** dispositivo electrónico capaz de convertir una señal analógica de voltaje a un número digital, es decir, una representación binaria.
29. **Convertidor Digital-Analógico (DAC):** dispositivo electrónico capaz de convertir un valor digital a una señal analógica.
30. **Desviación estándar:** medida de dispersión que nos indica qué tan alejados se encuentran, en promedio, un conjunto de datos con respecto de la media aritmética.
31. **Difuminar:** disminuir la claridad y exactitud de una cosa, especialmente de un paisaje, una figura o un objeto
32. **Dureza:** resistencia de un material a ser penetrado por otro.
33. **Eje (Mecánico):** pieza constructiva útil para dirigir un desplazamiento rotacional.
34. **Electrodo:** conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito. En aplicaciones médicas, es el transductor que permite capturar señales eléctricas producidas en diferentes partes del cuerpo humano para que puedan ser adquiridas por un sistema electrónico. Los electrodos puede ser superficiales o invasivos, y pueden estar fabricados de diversos materiales. En el caso de la electromiografía, es común encontrar electrodos de superficie hecho de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl).
35. **Electromiografía:** técnica que estudia la actividad eléctrica de las fibras musculares individuales y de las placas motoras. La información bioeléctrica muscular es abordable con técnicas de electromiografía de superficie (utilizando electrodos de superficie) o de electromiografía invasiva (usando electrodos de aguja). Tiene aplicaciones médicas en la detección de alteraciones de la actividad eléctrica muscular y del sistema nervioso periférico.
36. **Encoder:** codificador rotatorio, también llamado codificador del eje, suele ser un dispositivo electromecánico usado para convertir la posición angular de un eje a un código digital, lo que lo convierte en una clase de transductor.
37. **Engrane:** rueda o cilindro dentado empleado para transmitir un movimiento

- giratorio o alternativo de una parte de la maquina a otra.
38. **Entrenamiento:** se refiere a la capacidad de unos sistemas de adaptarse a un conjunto de muestras en específico.
 39. **Enunciado:** ver articulación.
 40. **Envolvente de una señal:** límite en el cual la señal se encuentra contenida.
 41. **Ertalon:** plástico de ingeniería con una alta resistencia mecánica, química y al desgaste, alta rigidez y tenacidad y, buen aislante térmico.
 42. **Esfuerzo:** fuerzas internas debido a las cargas sometidas a un elemento resistente.
 43. **Exactitud:** medida cuantitativa que representa el resultado final. Se dice que un resultado es exacto si produce el resultado deseado.
 44. **Fatiga:** fallo de un material por rotura como resultado de esfuerzos cíclicos repetitivos.
 45. **Filtrado analógico:** técnica de procesamiento de señales que permite aplicar concepto de filtros a señales analógicas utilizando dispositivo o procesos. En el contexto de dispositivos electrónicos, se utilizan componentes discretos tales como resistencias, capacitores, amplificadores operacionales, etc. Específicamente, el filtrado analógico se refiere al filtrado de señales analógicas o señales continuas en el tiempo y en amplitud.
 46. **Filtrado digital:** técnica de procesamiento de señales que permite aplicar concepto de filtros a señales digitales utilizando dispositivo o procesos. En el contexto de dispositivos electrónicos, se utilizan microcontroladores, procesadores de señales digitales, computadoras, etc. Se necesita un filtro anti-alias y un convertidor analógico-digital para llevar a cabo el filtrado digital. Específicamente, el filtrado digital se refiere al filtrado de señales digitales o señales continuas en el tiempo y discretas en amplitud.
 47. **Filtro anti-alias:** filtro analógico que tiene el objetivo de banda limitar una señal analógica respetando el criterio de la frecuencia de muestreo en el Teorema de Shannon. Esto quiere decir que la Transformada de Fourier de una señal analógica deja de existir a cierta frecuencia. Consiste en un filtro pasa baja con una frecuencia de corte máxima de $\frac{1}{2}$ la frecuencia de muestreo. Generalmente son diseñados con varios polos para que exista una mayor atenuación por década en las frecuencias pertenecientes a la banda de atenuación.

48. **Filtro digital:** es un tipo de filtro que opera sobre señales discretas y cuantificadas, implementado con tecnología digital, bien como un circuito digital o como un programa informático.
49. **Filtro FIR:** tipo de filtros digitales en los que si la entrada es una señal impulso (Delta de Dirac), la salida tendrá un número finitos de términos no nulos. En este tipo de filtrado no existe realimentación, es decir, no es recursivo. La salida del filtro FIR, implementada con una ecuación de diferencias, solo depende de entradas actuales y entrada anteriores.
50. **Filtro IIR:** tipo de filtros digitales en los que si la entrada es una señal impulso (Delta de Dirac), la salida tendrá un número infinitos de términos no nulos. En este tipo de filtrado sí existe realimentación, es decir, es recursivo. La salida del filtro IIR, implementada con una ecuación de diferencias, depende de entradas actuales y entrada anteriores y, además de valores de salida anteriores que son almacenados en memoria y realimentados a la entrada.
51. **Filtro:** dispositivo o proceso que remueve componentes o características no deseadas de una señal. En el contexto de un filtro electrónico, se refiere a dejar pasar señales eléctricas de una cierta frecuencia o rangos de frecuencias y prevenir el paso de señales eléctricas de una cierta frecuencia o rangos de frecuencias.
52. **Fuercia:** deslizamiento pronunciado a los largo de ciertos planos en el material
53. **Foto-Transistor:** componente que funciona bajo el fotoefecto de unión produciendo una corriente eléctrica cuando incide sobre él energía luminosa.
54. **FPGA (*Field Programmable Gate Array*):** dispositivo semiconductor con bloques de lógica cuya interconexión y funcionalidad es programable mediante un lenguaje de descripción especializado.
55. **Fractura:** falla por separación que ocurre sobre una sección transversal normal al esfuerzo de tensión
56. **Fuerza:** magnitud vectorial por la cual un cuerpo puede deformarse.
57. **Función de activación:** toma la ponderación de las entradas y nos devuelve una salida acotada, que generalmente viene dada por la interpretación que se le quiera dar a una neurona artificial.
58. **Función de transferencia:** ver función de activación
59. **Función lineal:** es una función polinómica de primer grado; es decir, una

función cuya representación en el plano cartesiano es una línea recta.

60. **Función wavelet madre:** función base, a la que es posible realizarle dilataciones, contracciones y traslaciones.
61. **Función wavelet:** señal de carácter oscilatorio de corta duración cuya energía es finita, con valor medio igual a cero y se encuentra concentrada en un determinado intervalo de tiempo.
62. **Gel electrolítico:** gel conductor aplicado a los electrodos de superficie con el objetivo de disminuir la impedancia electrodo-electrolito para obtener potencializar la adquisición de la señal bioeléctrica.
63. **Giroscopio:** aparato que, efectuando un movimiento de rotación alrededor de uno de sus ejes, puede modificar su posición de cualquier modo sin que la dirección del eje de rotación experimente ningún cambio.
64. **Grafo:** es un conjunto de objetos llamados vértices o nodos unidos por enlaces llamados aristas o arcos, que permiten representar relaciones binarias entre elementos de un conjunto.
65. **Habla subvocal:** movimientos articulatorios latentes que acompañan a la lectura, audición o pensamiento silencioso de una palabra sin producir sonido alguno. Se basa en la idea de las señales eléctricas enviadas del cerebro al área de la garganta donde se encuentran ciertos músculos relacionados con la producción del habla.
66. **I²C:** estándar que facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos con cierto nivel de "inteligencia", sólo requiere de dos líneas de señal y un común o masa.
67. **Iluminación:** esta magnitud física, denominada más propiamente intensidad de iluminación, puede definirse como la relación entre el flujo luminoso que recibe una superficie y el área de la misma. Se mide en lux (lumen /m²) y en phot (lumen/cm²). La misma voz se utiliza para designar el sistema de alumbrado utilizado para conseguirla.
68. **Imagen digital:** es una representación bidimensional de una imagen a partir de una matriz numérica, frecuentemente en binario (unos y ceros). Dependiendo de si la resolución de la imagen es estática o dinámica, puede tratarse de una imagen matricial (o mapa de bits) o de un gráfico vectorial. El mapa de bits es el formato más utilizado, aunque los gráficos vectoriales tienen uso amplio en la

autoedición y en las artes gráficas.

69. **Inercia:** incapacidad de los cuerpos para salir del estado de reposo o de movimiento o variar las condiciones de ese movimiento, en forma independiente de una fuerza exterior.
70. **Inferencia bayesiana:** tipo de inferencia estadística en la que las evidencias u observaciones se emplean para actualizar o inferir la probabilidad de que una hipótesis pueda ser cierta. El nombre bayesiana proviene del uso que se hace del Teorema de Bayes, durante el proceso de inferencia.
71. **Inferencia probabilística:** ver Inferencia Bayesiana.
72. **Interfaz electrodo-electrolito:** interfaz formada por un electrodo y un electrolito en contacto. Dentro de esta interfaz se producen reacciones de oxidación y reducción. Se puede modelar eléctricamente como una fuente de tensión continua en serie con una impedancia (resistencia y capacitor en serie junto con una resistencia en paralelo).
73. **Interferencia capacitiva:** interferencia de tipo electrostático (producida por un campo eléctrico); en consecuencia, dos conductores cercanos se acoplan eléctricamente por efecto capacitivo. En general, las fuentes de interferencia capacitiva son conductores que soportan grandes fuentes de voltaje AC, como lámparas fluorescentes o enchufes de la red eléctrica.
74. **Interferencia inductiva:** interferencia de tipo magnético, asociada a conductores que transportan cargas eléctricas en movimiento. Esta corriente, crea campos magnéticos en las proximidades de otro conductor. Si la corriente es variable, el campo magnético también lo será.
75. **Kernel:** el concepto de kernel se entiende como una matriz de coeficientes donde el entorno del punto (x, y) que se considera en la imagen para obtener $g(x, y)$ está determinado por el tamaño y forma del kernel seleccionado.
76. **Láser:** dispositivo electrónico que, basado en la emisión estimulada de radiación de las moléculas de gas que contiene, genera o amplifica un haz de luz monocromática y coherente de extraordinaria intensidad.
77. **Límite de elasticidad:** máxima tensión que se puede producir sin que haya deformación permanente.
78. **Límite de fluencia:** medida en donde se produce una deformación del elemento de 0.2%.

79. **Matriz:** es un arreglo bidimensional de números, y en su mayor generalidad de elementos de un anillo. Las matrices se usan generalmente para describir sistemas de ecuaciones lineales, sistemas de ecuaciones diferenciales o representar una aplicación lineal (dada una base). Las matrices se describen en el campo de la teoría de matrices.
80. **Mecanismo:** agrupación de componentes móviles entre sí vinculados a través de diversas clases de uniones, permitiendo transmitir fuerzas y movimiento.
81. **Microcontrolador:** circuito integrado que nos ofrece las posibilidades de un pequeño computador. En su interior encontramos un procesador, memoria, y varios periféricos. El secreto de los microcontroladores lo encontramos en su tamaño, su precio y su diversidad. Su valor medio de seis euros, y su tamaño se reduce a unos pocos centímetros cuadrados.
82. **Momento flector:** momento de fuerza que ocasiona que un cuerpo se flexione, alargándose una fibras (tensión) y acortándose otras (compresión)
83. **Motor DC sin escobillas:** Un motor eléctrico sin escobillas o motor *brushless* es un motor eléctrico que no emplea escobillas para realizar el cambio de polaridad en el rotor.
84. **Motor DC:** motor convertidor electro-mecánico de energía. Transforma energía eléctrica, de naturaleza continua, en energía mecánica.
85. **Motor:** parte de una máquina capaz de transformar cualquier tipo de energía en energía mecánica.
86. **Neurona artificial:** modela la estructura y funcionamiento simplificado de las neuronas del cerebro, mediante una representación matemática. Utilizada para representar a una neurona en una red de neuronas artificiales.
87. **Ondícula:** ver función wavelet.
88. **PCB (Placa de Circuito Impreso):** es el diseño de un circuito impreso en una placa de cobre.
89. **Peso:** fuerza con que atrae la Tierra o cualquier otro cuerpo celeste a un cuerpo.
90. **Pixel:** un píxel o pixel, plural píxeles es la menor unidad homogénea en color que forma parte de una imagen digital, ya sea ésta una fotografía, un fotograma de vídeo o un gráfico.
91. **Potencia:** cantidad de trabajo que se realiza por unidad de tiempo.
92. **Procesador Digital de Señales (DSP):** dispositivo electrónico basado en un

microprocesador que posee una arquitectura con un juego de instrucciones, un hardware y un software optimizados para aplicaciones que requieren operaciones numéricas a alta velocidad, por ejemplo, el procesado y representación de señales analógicas en tiempo real las cuales fueron anteriormente digitalizadas.

93. **Procesamiento digital de imágenes:** es el conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales con el objetivo de mejorar la calidad o facilitar la búsqueda de información.
94. **Pronunciación:** representa la forma en la que el motor de reconocimiento interpreta cómo suena un enunciado o articulación.
95. **Radio:** magnitud de la línea recta desde el centro del círculo a la circunferencia.
96. **Ráfaga de error:** secuencia de bits erróneos. Se caracteriza por tener, al menos, el primero y el último bit con un error.
97. **Red de neuronas artificiales:** conjuntos de elementos de cálculo simples, usualmente adaptativos, interconectados masivamente en paralelo y con una organización jerárquica que le permite interactuar con algún sistema del mismo modo que lo hace el sistema nervioso biológico.
98. **Redundancia:** técnica en la que se incluye información redundante en la transmisión de datos, para llevar a cabo una detección y/o corrección de errores.
99. **Regresión:** la regresión estadística o regresión a la media es la tendencia de una medición extrema a presentarse más cercana a la media en una segunda medición.
100. **Resistencia:** capacidad de un cuerpo para resistir una fuerza aun cuando haya deformación.
101. **Rigidez:** capacidad de un cuerpo para resistir una fuerza sin deformarse.
102. **Rodamiento:** cojinete formado por dos cilindros concéntricos, entre los que se intercala una corona de bolas o rodillos.
103. **Rotor:** parte giratoria de una máquina electromagnética o de una turbina.
104. **RS-232:** estándar publicado por la EIA (*Electronic Standard Association*) en 1969 que define las características eléctricas que deben presentar los elementos de conexión para la comunicación serie entre ordenadores y equipos periféricos. Los conectores más usados son el DB-25 macho, pero muchos de los 25 pines no son necesarios. Por esta razón en muchos PC se utilizan los DB-9 macho. Los

voltajes para un nivel lógico alto están entre -3V y -15V. Un nivel lógico bajo tendrá un voltaje entre +3V y +15V.

105. **Rueda Mecanum:** rueda compuesta por una serie de rodillos unidos a su circunferencia a una inclinación de 45° con respecto al plano de la rueda paralelo a su eje de rotación
106. **Ruido:** toda señal no deseada que se mezcla con la señal útil que se quiere transmitir. Es el resultado de diversos tipos de perturbaciones que tiende a enmascarar la información cuando se presenta en la banda de frecuencias del espectro de la señal, es decir, dentro de su ancho de banda.
107. **Sensor ultrasónico:** sensor que emite un pulso ultrasónico y mide el tiempo que tarda el eco en regresar.
108. **Sensor:** Dispositivo formado por células sensibles que detecta variaciones en una magnitud física y las convierte en señales útiles para un sistema de medida o control.
109. **Señal bioeléctrica:** señal eléctrica propia de los sistemas biológicos. En el caso del cuerpo humano, estas son generadas en las células y los órganos, principalmente en el corazón y el cerebro. Pueden ser vista como la corriente eléctrica producida por la suma de las diferencias de potenciales eléctricos a través de un tejido, órgano o sistema celular como, por ejemplo, el sistema nervioso.
110. **Señal electromiográfica:** señal bioeléctrica generada por un intercambio de iones a través de las fibras musculares durante la contracción y relajación del músculo. Entonces, el origen de una señal electromiográfica radica en que dichas fibras musculares son activadas por moto neuronas (neuronas del sistema nervioso central), las cuales ejercen una acción sobre un grupo de fibras que hacen posible el intercambio de iones durante la contracción y relajación del músculo.
111. **Sistema (mecánico):** grupo de elementos que dependen entre sí y que pueden ser identificados y tratados como un conjunto.
112. **SPI:** (*Serial Peripheral Interface Bus* o bus serial de interfaz de periféricos) es un estándar de enlace de datos seriales sincronizados por un reloj que operan en modo *full-duplex*. Los dispositivos se comunican en modo maestro/esclavo donde el dispositivo maestro inicia el *data frame* (trama de red o marco de

datos). Múltiples dispositivos esclavos están permitidos en líneas *Slave Select* (SS) individuales. SPI permite la comunicación entre circuitos integrados de equipos electrónicos.

113. **Suma de verificación:** algoritmo utilizado para la detección de errores. Consiste en agrupar el mensaje en cadenas de longitud determinada, considerar cada cadena como un número y sumarlas, agregando al final el negativo del resultado con el objetivo que el receptor sume todas las cadenas, esperando un valor de 0.
114. **Teorema de Bayes:** expresa la probabilidad condicional de un evento aleatorio A dado otro evento aleatorio B en términos de la distribución de probabilidad condicional del evento B dado A y la distribución de probabilidad de A .
115. **Teorema de Nyquist-Shannon:** teorema que establece que una señal analógica limitada en frecuencia que ha sido muestreada puede ser reconstruida a partir de una secuencia infinita de muestras si la frecuencia de muestreo es mayor que el doble de la frecuencia máxima presente en la señal original. Si una señal contiene componentes frecuenciales de hasta B hercios, entonces el espaciamiento temporal entre las muestras debe ser menor que $1/2B$ segundos.
116. **Torque:** momento colineal a un eje que causa que el elemento se tuerza respecto a ese eje.
117. **Torsión:** ver torque.
118. **Transformada wavelet:** aplicación de una función wavelet, que puede entregar información temporal y frecuencial de una señal.
119. **Transistor:** dispositivo electrónico constituido por un pequeño bloque de materia semiconductor, que cuenta con tres electrodos, emisor, colector y base, y sirve para rectificar y amplificar los impulsos eléctricos.
120. **UART:** módulo básico de E/S disponible en la familia de DSP's dsPIC30F. Es un sistema asíncrono *full-duplex* que puede comunicarse con dispositivos periféricos, tales como computadoras personales, RS-232, e interfaces RS-485.
121. **Umbral:** es la cantidad mínima de señal que ha de estar presente para ser registrada por un sistema.
122. **Velocidad:** relación entre el espacio recorrido y el tiempo empleado en recorrerlo.