

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Prótesis biónica de una mano humana

Trabajo de investigación presentado por los siguientes estudiantes para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica:

Alejandro Berliner González

Ana Regina Chacón Cabrera

Diego Delgado Rüegg

Estuardo González Godoy

Guatemala

2008

Prótesis biónica de una mano humana

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Prótesis biónica de una mano humana

Trabajo de investigación presentado por los siguientes estudiantes para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica:

Alejandro Berliner González

Ana Regina Chacón Cabrera

Diego Delgado Rüegg

Estuardo González Godoy

Guatemala

2008

Vo.Bo.

MSc. Carlos Esquit

MAEB. Carlos Paredes

Ing. Marie André Destarac

Fecha de presentación: 28 de Noviembre 2008

PREFACIO

Durante los últimos doce meses hemos trabajado en el desarrollo del proyecto de una prótesis biónica de una mano humana. El mismo fue desarrollado en la modalidad de Megaproyecto, ya que permite a varios estudiantes desarrollar una investigación de alto impacto para la sociedad.

Inicialmente se tenía la idea de trabajar en algo relacionado con la robótica, que pudiera ayudar a Guatemala en el avance en este campo, y poder dejar un camino a seguir para otras estudiantes con los mismos intereses de investigación. Con esto en mente, los miembros del proyecto decidimos implementar una mano robótica, que pudiera ser controlada por impulsos nerviosos del cuerpo humano, y así poder utilizarse como prótesis. Se pensó en esto, pues actualmente, no existe una solución totalmente artificial para el reemplazo de la mano humana. Los diseños “comerciales” actuales no son populares debido a la falta de movilidad, incomodidad al usuario, y por tener una estética pobre. Además, las prótesis actuales no proveen ninguna retroalimentación al usuario en cuanto a la fuerza aplicada sobre los objetos que se sostienen; esto repercute en un control pobre en el agarre.

A partir de esto, se empezó la fase de investigación, para conocer los requerimientos del proyecto, así como las partes en que éste se tenía que dividir para alcanzar los objetivos.

Con la investigación, se obtuvieron ideas para implementar, y así se pudieron concretar los objetivos generales y específicos del proyecto. También se concluyó en separar el proyecto en cuatro partes: el control, los sensores, lo mecánico y la interfaz humana. Con esto, se dio comienzo a la fase de diseño y desarrollo previo, que tuvo una duración aproximada de cinco meses. Se comenzaron las pruebas y se continuó con la

investigación para complementar los objetivos y avanzar en las tareas propuestas.

Con el diseño de cada una de las partes del proyecto, se inició la etapa de implementación de la mano robótica, que tuvo una duración hasta octubre. Se procedió a unir las cuatro partes y a ser probadas conjuntamente, así como afinar detalles y darle una mayor robustez al manejo y reacción de la mano. Durante esta etapa, se hicieron los cambios y las mejoras necesarias y se fueron probando conjuntamente.

CONTENIDO

	Página
LISTA DE TABLAS	ix
LISTA DE FIGURAS	xi
RESUMEN	xxi
CAPÍTULOS	
1. INTRODUCCIÓN	1
2. OBJETIVOS	17
2.1. Objetivos generales	17
2.2. Objetivos Especificos	17
3. MARCO TEÓRICO	20
3.1. La mano humana	20
3.2. Sistema esquelético de las extremidades superiores	21
3.3. Los músculos y tendones de la mano	22
3.4. Fuerza de la mano en el agarre	25
3.5. Servomotores	26
3.6. Plásticos de ingeniería	30
3.7. Baterías recargables	31
3.8. Bases de la biomecatrónica	35
3.9. Prótesis mecánicas y electrónicas	35
3.10. Electromiografía (EMG)	36
3.11. Aplicación de la EMG en prótesis	41
3.12. Breve anatomía de los nervios principales del brazo, antebrazo y mano	42

3.13. Músculos del brazo, antebrazo y mano	51
3.14. Sistema sensorial humano	55
3.15. Sistema sensorial de CyberHand	60
3.16. Sistema sensorial de Southampton Remedi Hand	64
3.17. Materiales de películas delgadas	67
3.18. Películas gruesas	74
3.19. Materiales piezoeléctricos	75
3.20. Resistencias sensoras de fuerza	80
3.21. Sistemas de control	84
3.22. Protocolo y bus I ² C	88
3.23. PWM	92
3.24. Comunicación serial asíncrona y protocolo RS-232	95
3.25. Protocolo USB y el HID	98
4. DELIMITACIÓN DEL TEMA	103
5. METODOLOGÍA	104
6. DESARROLLO	109
6.1. Módulo de Mecatrónica	109
6.1.1. Diseño y fabricación de los dedos	109
6.1.2. Diseño y fabricación de las piezas de la mano	125
6.1.3. Creación de las puntas o yemas de los dedos	133
6.1.4. Integración de todas las piezas fabricadas	136
6.2. Módulo de Potencia	137
6.2.1. Diseño experimental	137

6.2.2. Diseño de los circuitos	141
6.2.3. Resultados	147
6.2.4. Discusión	149
6.3. Módulo de Interfaz Humana	150
6.3.1. Obtención de señales EMG	150
6.3.2. Determinación de señales EMG independientes	157
6.3.3. Optimización e Integración del sistema	163
6.4. Módulo de Sensores	175
6.4.1. Seleccionar el material para utilizar como sensores	175
6.4.2. Diseño preliminar del sistema	188
6.4.3. Diseño final del sistema	206
6.5. Módulo de Control	213
6.5.1. Interacción con el módulo de Mecatrónica	213
6.5.2. Interacción con el módulo de Interfaz Humana	220
6.5.3. Interacción con el módulo de Sensores	225
6.5.4. Panel de control	231
6.5.5. Circuito en placas impresas	237
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	242
8. BIBLIOGRAFÍA	248
9. APÉNDICE	260
10. GLOSARIO	347

LISTA DE TABLAS

	Página
1 Comparación entre las cualidades de una mano natural y la Cyberhand	6
2 Medida promedio de la fuerza ejercida por los dedos índice, meñique y pulgar	26
3 Distribución de algunos nervios del miembro superior	51
4 Inervación de algunos músculos del brazo	52
5 Receptores de sensaciones somáticas	59
6 Especificaciones para un sensor de fuerza en una mano protética	64
7 Propiedades de las películas piezoeléctricas como transductores	78
8 Especificaciones de los servos HS-85MG+ y HS-475HB	110
9 Especificaciones de la batería utilizada	138
10 Voltaje del regulador para distintas cargas	148
11 Atribuciones para las señales EMG utilizadas	164
12 Descripción de la trama enviada al módulo de Control	167
13 Comparación entre películas gruesas y delgadas	176
14 Comparación entre diferentes tipos de películas gruesas y delgadas	177
15 Características de dos modelos de Opamps	190
16 Regresiones encontradas para los resultados de la primera prueba	195
17 Regresiones encontradas para los resultados de la segunda prueba	196
18 Regresiones encontradas para los resultados del promedio de las pruebas	197
19 Resistencias utilizadas y regresiones encontradas de las pruebas del sistema para cada dedo (gramos vrs voltios)	209
20 Ecuaciones a utilizar como modelo matemático para el sistema de cada dedo (voltios vrs newtons)	210
21 Impulsos del módulo de Interfaz Humana	221
22 Mensajes que se reciben vía el protocolo RS-232	221
23 Medidas módulo de control	240
24 Valores máximos de la torre de control	240
25 Resultados de la primer prueba del sensor FSR con circuitería	288
26 Resultados de la segunda prueba del sensor FSR con circuitería	292
27 Resultados promedio de las pruebas con el sensor FSR con circuitería	296

28	Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #1	300
29	Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #2	302
30	Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #3	304
31	Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #4	306
32	Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #5	308

LISTA DE FIGURAS

	Página
1 Sensor Hand de Otto Bock Healthcare	1
2 Southampton Remedi Hand	2
3 CyberHand	3
4 i-Limb Hand	4
5 Prótesis Mioelectrica de la UJG	5
6 Grados de libertad y de movimiento de la Cyberhand.	7
7 Tipos de agarre que logra generar la mano Cyberhand	8
8 Diagrama de bloques del flujo del sistema	9
9 Posición de los sensores	10
10 Modelo de la mano	10
11 Secuencia del movimiento de un dedo	11
12 Mecanismo de polea, resorte y motor ultrasónico para mover el dedo	12
13 Diseño completa de un dedo	12
14 Distintos tipos de agarre que logra genera la mano robot	13
15 Huesos de una mano humana	22
16 Músculos lumbricales	23
17 Músculos intrínsecos	23
18 Músculos flexores superficiales y profundos	24
19 Músculos extrínsecos extensores	25
20 Servo motor	27
21 Partes de un servo	27
22 Período y duración máxima y mínima del pulso	29
23 Posición del eje del servo relacionado con la duración del pulso	29
24 Tejido de músculo esquelético	38
25 Vista de los planos anatómicos principales que dividen el cuerpo humano	43
26 Los nervios del brazo: Radial, Mediano, Cubital y Musculocutáneo	45
27 Plexo braquial.	46
28 Vista de los nervios mediano, musculocutáneo y cubital	47

29	Vista del nervio radial	48
30	Distribución de los nervios a través del brazo y antebrazo, visión anterior	49
31	Distribución de los nervios a través del brazo y antebrazo, visión posterior	50
32	Los músculos del brazo, antebrazo y mano, vista anterior	53
33	Los músculos del brazo, antebrazo y mano, vista posterior	54
34	Estructura y localización de receptores sensoriales en la piel y tejido subcutáneo	60
35	Prototipos de sensores de contacto de Cyberhand	62
36	Sensores de fuerza triaxiales de Cyberhand	63
37	Sistema de microsensores táctiles de Cyberhand	63
38	Circuito de medio puente de resistencias de películas gruesas para la medición de fuerzas estáticas de Southampton Remedi Hand	66
39	Diseño de la configuración del sistema sensorial de Southampton Remedi Hand	67
40	Clasificación de la configuración y de los grados de restricción de películas delgadas	69
41	Proceso de fotolitografía para fotorresistencias positivas y negativas	71
42	Micro-Maquinación en bulto	72
43	Micro-Maquinación de superficie	72
44	Estructura Perovskita	77
45	Estructura de las resistencias sensoras de fuerza	80
46	Respuesta fuerza vrs. resistencia de un típico FSR	81
47	Circuito inversor con un amplificador operacional	83
48	Proceso a ser controlado	84
49	Sistema de lazo abierto	85
50	Sistema de lazo cerrado con retroalimentación	85
51	El Proceso de Diseño de un Sistema de Control	87
52	Conexión de un MCU Maestro con sus Esclavos	90
53	Escritura a un dispositivo esclavo	91
54	Lectura de un dispositivo esclavo	91
55	Transferencia de datos en el tiempo	91
56	Señales PWM de ciclo de trabajo variable	93
57	Circuito sencillo equivalente al PWM	94
58	Conexión asíncrona (RS-232)	95

59	Palabra de transmisión del protocolo RS-232	97
60	La interacción entre el controlador y el dispositivo usando el descriptor	100
61	Comunicación del dispositivo HID con su controlador	100
62	Diagrama general de la división del megaproyecto	101
63	Diagrama de flujo del desarrollo del módulo de sensores	105
64	Servo HS-475HB y HS-85MG+ [7]	110
65	Falange distal del dedo	113
66	Falange media del dedo	113
67	Falange proximal del dedo	113
68	Diseño del dedo extendido y flexionado	113
69	Falange distal del primer prototipo	114
70	Falange media del primer prototipo	114
71	Falange proximal del primer prototipo	115
72	Primer prototipo	115
73	Falange distal del primer prototipo	115
74	Falange media del primer prototipo	116
75	Falange proximal del primer prototipo	116
76	Primer prototipo construido en la maquina CNC	116
77	Falange distal del dedo. La yema estará hecha de silicón y dentro de esta se colocara el sensor de tacto	119
78	Falange media del dedo	119
79	Falange proximal del dedo	119
80	Modelo del dedo extendido y flexionado	120
81	Canales internos del dedo por los cuales irán los hilos y los alambres del sensor	120
82	Forma en que irá colocado en resorte de torsión dentro de cada articulación	120
83	Falange distal del segundo prototipo	120
84	Falange media del segundo prototipo	121
85	Falange proximal del segundo prototipo	121
86	Segundo prototipo	121
87	Diseño del metacarpo del dedo pulgar	123
88	Canales internos del metacarpo del pulgar por los cuales irá el hilo para flexionar las falanges y los alambres del sensor	123

89	Modelo del pulgar sujeto a un servo	123
90	Metacarpo del dedo pulgar	124
91	Metacarpo del dedo pulgar	124
92	Metacarpo del dedo pulgar	124
93	Modelo de la palma	126
94	Modelo de la palma con el servo sujeto en su posición	126
95	Pulgar extendido a un costado de la palma	126
96	Modelo de la pieza que sujeta la mano al brazo	127
97	Modelo de la muñeca y la rotación permitida hacia cada lado	127
98	Vistas de la mano completa	127
99	Modelo de la mano en puño y señalando	128
100	La punta del dedo pulgar tocando la punta del dedo índice y meñique	128
101	Diseño de la polea	129
102	Modelo del brazo	130
103	Modelo de la prótesis. Dentro del brazo se muestra el lugar donde se colocan los servos y la batería	130
104	Pieza que sujeta los servos	131
105	Palma	131
106	Brazo de la prótesis y el espacio interno que posee	132
107	Comparación entre la prótesis y un brazo humano	132
108	Estructura que sujeta los servos y las poleas para cada dedo	132
109	Diagrama de flujo del proceso para crear las yemas de silicón	134
110	Forma de la yema con plasticina	134
111	Punta con la yema introducida en el yeso y el molde que se obtiene	135
112	Yema del dedo terminada. Ésta se despega de la falange distal para poder colocar el sensor de fuerza	135
113	Distintas posiciones y agarres que puede tener la prótesis	136
114	Batería utilizada en la prótesis	138
115	Diagrama común de conexión del TC962	140
116	Diagrama del circuito para cargar una batería con dos celdas ion de litio	141
117	Diagrama del circuito regulador de voltaje	142
118	Diagrama del circuito regulador de voltaje usado en la prótesis	143
119	Diagrama de flujo del funcionamiento del indicador de carga en la batería e indicador de función	144

120	Diagrama del circuito del indicador de carga en la batería	145
121	Diagrama del circuito impreso del cargador	145
122	Diagrama del circuito impreso del regulador de voltaje	146
123	Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería	146
124	Circuito que carga la batería	147
125	Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería	147
126	Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería	148
127	Relación voltaje vs. corriente del regulador de voltaje	148
128	Electrodos superficiales para electrocardiograma	150
129	Ubicación de los electrodos sobre el músculo para las pruebas (en rojo)	151
130	Circuito amplificador de tres amplificadores operacionales (Ganancia = 100)	151
131	Diagrama de flujo para la aplicación realizada en Visual Basic 6.0	152
132	Diagrama del primer sistema implementado para almacenar señales EMG en una computadora	153
133	Interfaz de la aplicación realizada en Visual Basic 6.0 mostrando una señal EMG	153
134	Señales EMG amplificadas por el circuito de la Figura 16	154
135	Muestras tomadas por la aplicación mostrando una señal EMG	154
136	Señal EMG de baja amplitud (50mV)	155
137	Señal EMG obtenida en condiciones correctas: electrodos sobre el centro del músculo, con espaciamiento de 1cm y amplificación diferencial	155
138	Ubicación de los electrodos sobre los músculos estudiados	158
139	Señales EMG captadas de diferentes músculos flexores del antebrazo, inervados por diferentes nervios	159
140	En azul: señal del palmar mayor; en amarillo: señal del palmar menor (Flexión del antebrazo)	159
141	En azul: señal del palmar mayor; en amarillo: señal del bíceps (Flexión del brazo)	160
142	En azul: señal del palmar menor; en amarillo: señal del extensor común de los dedos sin ruido cruzado. (Flexión del antebrazo)	160
143	En azul: señales del palmar menor durante flexión del antebrazo. En amarillo: señales del extensor común de los dedos durante extensión del antebrazo	161
144	En azul: señales del palmar menor durante flexión del antebrazo. En amarillo: señales del cubital posterior de los dedos durante extensión	161

	del antebrazo	
145	Ubicación de los electrodos sobre el músculo palmar menor	162
146	Ubicación de los electrodos sobre el músculo extensor común de los dedos	162
147	Implementación de un circuito para amplificación de señales pequeñas con un transistor	168
148	Diagrama del circuito rectificador implementado (Ganancia = 2)	168
149	Diagrama del filtro pasa banda angosta	168
150	Circuito final completo	169
151	Electrodos para EMG de la empresa TeleEMG	170
152	Diagrama PCB de la placa inferior	170
153	Diagrama PCB de la placa media	170
154	Diagrama PCB de la placa superior	170
155	Función: agarre	171
156	Función: agarre con 3 dedos	171
157	Función: agarre con 2 dedos	171
158	Función: señalar	172
159	Simulación de la respuesta de la etapa de post-amplificación	172
160	Simulación de la respuesta del circuito rectificador implementado. En azul: onda original; en negro: onda rectificada; en verde: señal envolvente de la onda	172
161	Post-amplificación de la señal EMG. En amarillo: señal de la amplificación diferencial con amplitud de 50mV. En azul: señal de salida de la etapa de amplificación con un transistor con amplitud de 1V	173
162	En azul: salida de la etapa de post-amplificación con amplitud máxima de 1V. En amarillo y sobrepuesta: salida del circuito rectificador con ganancia 2 con amplitud máxima de 2V	173
163	En amarillo: señal de la amplificación diferencial con amplitud máxima de 20mV. En azul y sobrepuesta, envolvente de la señal EMG con amplitud máxima de 1V	174
164	Sensor piezoeléctrico sobre un borrador de hule	179
165	Sensor piezoeléctrico entre dos borradores de hule, para realizar pruebas	179
166	Prueba 1, Respuesta a un impulso	180
167	Prueba 2, Respuesta a variación lenta	180
168	Prueba 3, Impulso de poca magnitud de fuerza	180

169	Prueba 4, Golpe sin quitar la presión	180
170	Prueba 5, Presión aplicada y removida de manera lenta con un capacitor entre las terminales del sensor	180
171	Prueba 6, Doblar del material	180
172	Prueba 7, Redimensionamiento	181
173	Prueba 1, Contacto con el FSR	184
174	Prueba 2, Incremento gradual de fuerza y rápida liberación	184
175	Prueba 3, Aplicación y liberación rápida de fuerza	184
176	Prueba 4, Impulso con varios rebotes	184
177	Prueba 4, Impulso con varios rebotes	185
178	Circuito amplificador inversor	189
179	Circuito amplificador no inversor	189
180	Soporte de masas, vista de costado	192
181	Sensor FSR utilizado	192
182	Soporte vista de la forma de la parte inferior	192
183	Soporte de masas sobre sensor FSR	192
184	Diagrama del experimento	192
185	Diagrama de flujo del programa del microcontrolador para los sensores piezoeléctricos	200
186	Circuito de Comparadores de ventanas	201
187	Señal Filtrada	201
188	Ruido en la señal	201
189	Comportamiento de la ventana de mayor al voltaje de umbral	202
190	Acercamiento a la salida de la ventana de mayor al voltaje de umbral	202
191	Comportamiento de la ventana de menor al voltaje de umbral negativo	202
192	Acercamiento a la salida de la ventana de menor al voltaje de umbral negativo	202
193	Salida de la ventana para voltajes entre 0 y 5V	202
194	Acercamiento a la salida de la ventana para voltajes entre 0 y 5V	202
195	Respuesta de la ventana para voltajes entre 0 y 5V ante un pico alto en la salida del sensor	203
196	Respuesta de la ventana para voltajes entre 0 y 5V ante una onda suave que sobrepasa el umbral en su punto más alto	203
197	Salida del transistor que sigue la onda para voltajes menores de 5V	203

198	Salida del transistor que sigue la onda para voltajes menores de 5V con la salida del comparador de ventana para voltajes entre 0 y 5V	203
199	Salida de la ventana para voltajes entre -5 y 0V	203
200	Salida del transistor que sigue la onda para voltajes negativos	203
201	Salida del inversor para voltajes entre -5 y 0V	204
202	Posición del sensor de fuerza y contacto en la estructura de polipropileno de un dedo	207
203	Estructura completa de la yema de un dedo	207
204	Pruebas realizadas con el sensor FSR dentro de la estructura del dedo	208
205	Circuito del sistema sensorial de fuerza y contacto	212
206	Diagrama en Trax Maker del circuito	212
207	Diagrama en Trax Maker. En rojo se encuentra la capa superior. En azul la capa inferior	213
208	Diagrama de flujo de las rutinas básicas de control	216
209	Diagrama del circuito de control. Parte I	216
210	Empaquetados de los microcontroladores: DIP y SOIC	217
211	PWM con 32.09% y 31.98% de ciclo de trabajo	217
212	PWM mínimo y máximo del control de los servomotores	218
213	Tiempo de reacción a comando del I ² C	218
214	Diagrama de flujo de las rutinas de alto nivel	222
215	Diagrama de flujo del PIC maestro	222
216	Diagrama del circuito de control. Parte II	223
217	Tiempo de reacción del PIC maestro a comando del USART	224
218	Respuesta de PIC esclavo a USART	224
219	Diagrama de flujo de las rutinas de bajo nivel	226
220	Diagrama de flujo del PIC esclavo	227
221	Diagrama del lazo de control	228
222	Diagrama del circuito de control. Parte III	228
223	Cierre completo de un dedo sin cambios en el sensor	229
224	Cierre parcial de un dedo con cambios en el sensor	229
225	Root Locus para el sistema de control	230
226	HID Terminal de mikroC	233
227	Diagrama del circuito de control. Parte IV	234
228	Diseño preliminar del panel de control	234

229	Diseño del panel de control	235
230	Panel de control desconectado	236
231	Detección de la prótesis biónica por Windows XP	236
232	PCB para el control maestro	238
233	PCB para el control esclavo	238
234	Componentes de superficie y conectores	239
235	Resultado final del PCB maestro y esclavo	239
236	Torre de control	240
237	Diseño de la mano de hierro de Pare, siglo XV	260
238	Diagramas de la mano de caucho inventada en 1963	261
239	Falange distal	265
240	Falange media	266
241	Falange proximal	267
242	Metacarpo del pulgar	268
243	Palma	269
244	Pieza donde se sujetan los servos	270
245	Polea	271
246	Prueba 1, masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación incluida	289
247	Prueba 1, masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación	289
248	Prueba 1, masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida	290
249	Prueba 1, masa vrs salida de voltaje. Sin saturación	290
250	Prueba 1, masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor	291
251	Prueba 1, masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor.	291
252	Prueba 2, masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación incluida	293
253	Prueba 2, masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación	293
254	Prueba 2, masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida	294
255	Prueba 2, masa vrs salida de voltaje. Sin saturación	294
256	Prueba 2, masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor	295
257	Prueba 2, masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor	295
258	Promedio, masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación	297

	incluida	
259	Promedio, masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación	297
260	Promedio, masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida	298
261	Promedio, masa vrs salida de voltaje. Sin saturación	298
262	Promedio, masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor	299
263	Promedio, masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor	299
264	Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #1 con una resistencia de 11k Ω . Regresión lineal y de potencia	301
265	Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #1 con una resistencia de 11k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático	301
266	Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #2 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal y de potencia	303
267	Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #2 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático	303
268	Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #3 con una resistencia de 15k Ω . Regresión lineal y de potencia	305
269	Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #3 con una resistencia de 15k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático	305
270	Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #4 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal y de potencia	307
271	Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #4 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático	307
272	Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #5 con una resistencia de 25k Ω . Regresión lineal y de potencia	309
273	Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #5 con una resistencia de 25k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático	309
274	Diagrama del circuito de control	310

RESUMEN

El proyecto consiste en la elaboración de un prototipo de una prótesis robótica que sea capaz de replicar lo mejor posible las capacidades de una mano humana natural. Se proyecta elaborar una mano capaz de tomar e interpretar señales eléctricas creadas por el movimiento muscular del usuario, y que le pueda proveer una retroalimentación de los objetos tomados a través del procesamiento de señales provenientes de diferentes sensores. El diseño de éste se basa en la biomecatrónica para que, una vez finalizado, sea utilizado como una prótesis.

El propósito de este módulo fue crear toda la parte mecánica de la prótesis, desarrollando un modelo biónico inspirado en una mano humana. El diseño realizado debe tener suficiente movilidad como para sujetar distintos objetos que sostendría una mano humana. También debe tener una resistencia similar a la de la mano, resistiendo a parámetros como el calor, el frío y algún golpe que pueda recibir, además, debe tener una estética agradable.

Para lograr crear un sistema autónomo, es decir sin necesidad de que exista un control externo, se contempló, en el desarrollo de la prótesis, la inclusión dentro de la estructura de la mano y del brazo, los actuadores, que se encargan de mover los dedos, así como todos los otros sistemas que hacen que la prótesis pueda funcionar. El diseño de los dedos debe tomar en cuenta la colocación de sensores, los cuales brindan de una retroalimentación acerca del objeto que se está sujetando.

Inicialmente se modelaron las piezas que componen toda la prótesis con un programa de diseño asistido por computadora (CAD). Esto se hizo para poder analizar la movilidad y funcionalidad del modelo, realizando todos los cambios necesarios para llegar al diseño adecuado.

Luego de toda la investigación realizada, el diseño de todas las piezas y la fabricación de las mismas, se construyó una prótesis de una mano con apariencia y funcionalidad similar a una mano humana. Esta prótesis logra distintos tipos de agarre y formas que logra una mano.

Adicionalmente, se trabajó en el módulo de potencia, cuyo propósito es proveer de energía eléctrica regulada a los demás módulos. Dentro de este módulo se creó un circuito regulador de voltaje para alimentar los circuitos de la prótesis y los servos. También se creó un indicador de carga restante en la batería. Los circuitos creados en el módulo de potencia funcionan correctamente. El regulador de voltaje provee la corriente necesitada por los circuitos y los servos manteniendo su voltaje nominal. El indicador de carga muestra correctamente cinco niveles de carga y muestra una alarma cuando se debe recargar la batería.

1. INTRODUCCIÓN

Durante la historia, se han reemplazado miembros superiores con prótesis para fines cosméticos, vocacionales, y por razones de autonomía personal. Los pacientes expresan una necesidad de reemplazar sus miembros perdidos para recuperar hasta cierto grado su propia independencia para realizar sus tareas cotidianas [1].

La mano protésica más conocida en el mundo es la *Sensor Hand*, fabricada por Otto Bock Healthcare. A pesar de ser una prótesis robusta, con una fuerza máxima de hasta 100N, se encuentra muy lejos de alcanzar la capacidad de una mano humana, o de ofrecer un agarre que se adapte a la forma de cualquier objeto, y ofrece únicamente un grado de libertad [2].

Prótesis como la *Sensor Hand* son, en esencia, agarradores o pinzas, que son útiles para tareas simples, pero las limitantes se deben esencialmente a la falta de grados de libertad. Usualmente, un solo actuador se encarga del movimiento de cierre y apertura [3].



Figura 1. Sensor Hand de Otto Bock Healthcare [2].

El tipo de mecanismo en que se basan estas prótesis no permite un agarre adecuado, por lo que crean inestabilidad en la presencia de eventos externos [3].

En épocas recientes, se han hecho muchos esfuerzos para el desarrollo de una mano artificial con mayor funcionalidad. Se ha aplicado la robótica para mejorar algunas características de las prótesis, como su destreza, sistemas de clasificación de señales electromiográficas, y la habilidad de detección. En la Universidad de Hokkaido, en Japón, desarrollaron una prótesis con un mecanismo de transmisión de poder ajustable, en el cual un dedo se mueve rápidamente bajo cargas livianas, y se mueve lentamente, pero con mayor torque, para cargas pesadas. El Forschungszentrum Karlsruhe ha concentrado sus esfuerzos en el desarrollo mecatrónico de una mano que combine un alto número de patrones de agarre con bajo peso, buen manejo, y buena estética. Este desarrollo utiliza ocho actuadores pequeños flexibles, permitiendo un movimiento de oposición del pulgar, y han logrado diferentes patrones de aprehensión, como agarres laterales y cilíndricos. La Universidad de Southamton, en Estados Unidos, ha desarrollado un miembro que imita el movimiento de manos reales utilizando seis sets de motores y engranajes que permiten un movimiento independiente de cada uno de los cinco dígitos. La *Southampton-Remedi Hand* posee motores anexados a una caja de reducción encargada de mover dedos de aluminio y entrega una fuerza de hasta 12N. La filosofía detrás de Southamton se enfoca en el ajuste del agarre; su mano inteligente utiliza sensores y microprocesadores para obtener un agarre que se adapta bajo la jurisdicción de un sistema de control que permite al usuario un control sencillo sobre la prótesis. [3] [4].



Figura 2. Southampton Remedi Hand [4].

En el laboratorio avanzado de tecnología robótica y sistemas (ARTS) de la Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italia, se trabaja en un proyecto de prótesis llamado

Cyberhand. Este proyecto representa el primer intento integrado de enfocarse en los siguientes cuatro objetivos: obtener una mano artificial cosméticamente agradable; desarrollar un sistema sensorial artificial que provea al paciente con percepción activa; implementar un neurocontrolador para la prótesis, extrayendo comandos del sistema nervioso periférico; y darle al usuario una retroalimentación sensorial simulando las fibras de nervios sensoriales [5].



Figura 3. CyberHand [5].

Como indica Carrozza *et al.*, en la práctica clínica, la tecnología de control para las prótesis se basa en la electromiografía. El uso de estas señales provee un enfoque simple y efectivo para controlar la prótesis. Además, el uso de electrodos superficiales brinda una solución no invasiva para la obtención de las señales. Sin embargo, es importante notar que en este tipo de prótesis, es difícil controlar más de dos grados de libertad. El objetivo, tanto de aplicaciones para establecer conexiones neurales, así como de los sistemas no invasivos, es utilizar una interfaz neuroeléctrica capaz de crear un contacto

intimo con los nervios y restablecer las conexiones entre el sistema externo y el sistema nervioso periférico del usuario [3].

<<A pesar de las extensas investigaciones realizadas durante la última década en los campos de interés para las prótesis – mecánica, electrónica, control, sensores, extracción de intención del usuario, estimulación de usuario, sistemas de telemetría, etc.- no existe un prototipo “real” de una mano prostética que integre interfaces de usuario avanzadas con mecanismos y sensores avanzados>> [3].

La empresa Touch Bionics es actualmente el líder en el desarrollo de prótesis superiores, y es la primera en sacar al mercado una prótesis con cinco dedos, alimentados de forma independiente, y con mayor similitud, en apariencia y en acción, a una mano humana, y con control EMG, la *i-LIMB Hand* [6].

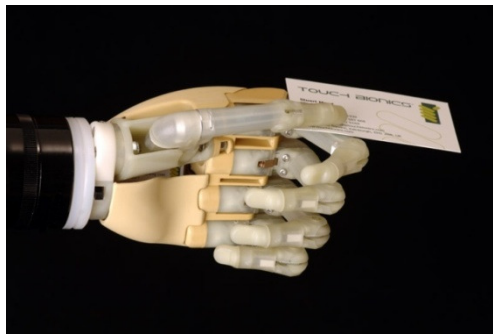


Figura 4. i-Limb Hand [6].

Este es el primer proyecto que se trabaja en Guatemala en referencia a una mano robótica que tiene como objetivo reemplazar una mano humana. A nivel latinoamericano, existen algunas investigaciones con respecto a manos robóticas para prótesis, pero aún se encuentran en investigación y desarrollo.

Entre dichos proyectos, la Universidad de Cauca, en Colombia, ha trabajado desde el año 2006 en un software para interpretar señales electromiográficas a través de una computadora para que simule el movimiento, en pantalla, de una prótesis. Bajo este proyecto, se encuentra un sub-proyecto denominado *Arquitectura del control motor de una prótesis de mano*. El equipo detrás de este proyecto es bastante amplio, y pronostica

contar con un primer prototipo de entrenador virtual de una prótesis para finales de este año (2008) [7].

En México, investigadores del Instituto Politécnico Nacional construyeron un modelo que se coloca en la mano de una persona y se conecta a una computadora para reproducir los movimientos naturales de la mano, con el fin de obtener una base para definir la operación de una mano robótica. Además, en 2004, se realizó un trabajo de tesis denominado *Diseño de Prótesis Mioeléctrica*, donde se hizo una prótesis inferior (para una pierna) controlada por impulsos mioeléctricos [8].

En agosto de 2007, estudiantes de postgrado de la Universidad Jesuita de Guadalajara ganaron un premio de \$10,000 del concurso Freescale Semiconductor Black Widow Design Challenge por desarrollar una prótesis de una mano mioeléctrica utilizando un microcontrolador Freescale. El objetivo de ésta fue desarrollar una prótesis de bajo costo. [9].

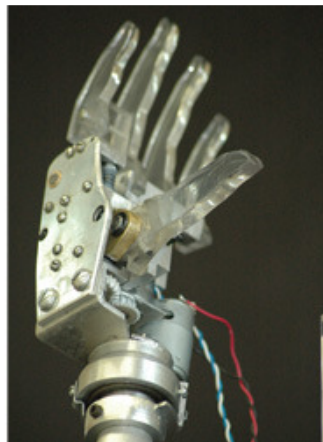


Figura 5. Prótesis Mioeléctrica de la UJG [5].

1.1. Cyberhand (Diseño de una mano cibernética para acción y percepción).

El objetivo de este proyecto, desarrollado en el ARTS lab en Italia, es el de crear una prótesis cibernética que replique lo mejor posible las capacidades senso-motoras de una mano natural. La mano prostética de Cyberhand se compone de varios módulos: un

dispositivo biomecatrónico con sus actuadores, un dispositivo de transducción que decodifica las intenciones del paciente, un sistema sensorial, un sistema de control, y una o más baterías [5].

Los mecanismos de la mano le permiten tener un control de cada dedo, logrando una gran cantidad de agarres. Su sistema de sensores le permite emular las propiedades fundamentales táctiles de una mano que son importantes durante el agarre de objetos. El sistema de control está dividido en dos niveles, uno de alto nivel que interpreta las intenciones del usuario y otro de bajo nivel que tiene el control de los movimientos de la mano. Además, la mano cibernética está conectada al usuario por medio de una interfaz neural que le permite controlar la mano por medio de comandos de control [5].

El diseño mecánico de la mano se basa en un modelo biomecánico de una mano natural, posee un pulgar oponible y logra sujetar objetos de forma similar a un humano, controlando la distribución de fuerza en cada dedo. Posee mecanismos que hacen posible la adaptación a varios objetos sin que el usuario tenga que intervenir [5].

Tabla 1. Comparación entre las cualidades de una mano natural y la Cyberhand [5].

Característica	Mano natural	CyberHand
DOF	22	16 (6 actuadores)
Tipos de agarre	De fuerza y precisión	De fuerza y precisión
Fuerza en agarre	>500N (20-25 años)	70N
Fuerza con dos dedos	>100N	<5N
Velocidad de articulación	120°/s	45°/s
Rango de flexión	100°	90°
# de sensores	cerca de 17000	53
Control y dexteridad	control de carga y resbalado	control de carga
Volumen	50 cc	50 cc
Peso	400 g	360 g

1.1.1. Diseño mecánico. La mano de Cyberhand fue diseñada como un prototipo para probar y evaluar interfaces neurales, algoritmos de control y protocolos de retroalimentación al usuario. La mano de Cyberhand posee 16 grados de libertad, DOF por sus siglas en inglés Degrees of Freedom, y 6 grados de movimiento, DOM por sus siglas en inglés Degrees of Movement, cada dedo posee 3 DOF y 1 DOM para flexionar y extender el dedo. Adicionalmente el pulgar posee 1 DOM para la posición del mismo [5].

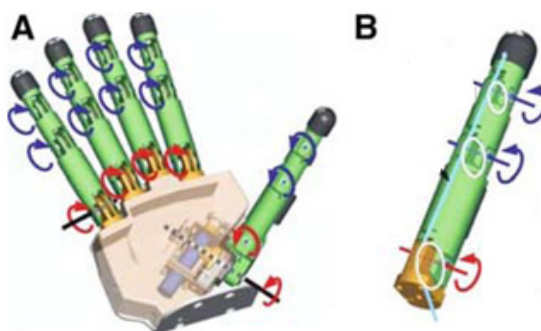


Figura 6. Grados de libertad y de movimiento de la Cyberhand. Las flechas mostradas en rojo son los DOM y las flechas que aparecen en azul son DOF que necesitan de un DOM para moverse [5].

El tamaño de la Cyberhand es similar al de una mano humana y logra generar distintos agarres. Actualmente el control está limitado solamente a ciertos tipos de agarres como lo son: agarre de objetos cilíndricos, esféricos, agarre lateral y de trípode [5].

Los motores que actúan como los músculos de cada dedo están localizados en el antebrazo y mueven los dedos por medio de tendones. El único motor que se encuentra en la palma es el que mueve el pulgar [5].

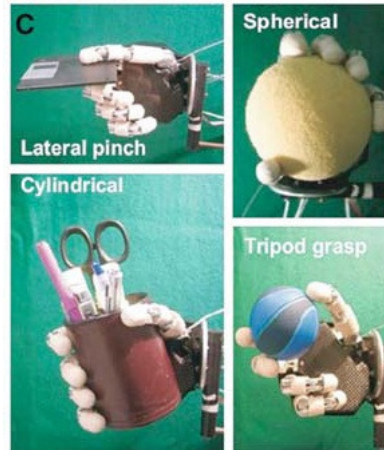


Figura 7. Tipos de agarre que logra generar la mano Cyberhand [5].

1.1.1.1. Mecanismo sub-actuado. La Cyberhand, al igual que la mano humana, es un mecanismo sub-actuado ya que posee mayor cantidad de DOF que de actuadores, por lo que no es posible controlar el movimiento independiente de cada articulación. Tener un mecanismo sub-actuado no es una desventaja sino que, al contrario, trae ventajas al sistema. Primero, se necesita menor cantidad de actuadores, por lo que se simplifica el diseño. Segundo, se logra obtener una fuerza distribuida en todas las articulaciones. Además, con un mecanismo sub-actuado se necesita menor intervención del usuario para controlar la mano [5].

1.1.1.2. Actuación de los dedos y el pulgar. Los dedos de la Cyberhand poseen tres falanges y se encuentra sujeta a cada una de estas una polea, la cual mueve el tendón. Cuando el tendón es jalado, todas las falanges del dedo se flexionan. Cuando es liberado el tendón, éstas regresan gracias a un resorte de torsión. En la palma se encuentra un mecanismo que hace girar al pulgar. La estructura de la mano se diseñó de tal manera que se puedan incorporar el mecanismo de sensores y la electrónica. Los actuadores están compuestos por un motor DC, una caja de reducción, un codificador magnético y una polea, sobre la cual se sujeta el tendón [5].

1.2. Mano antropomórfica tele operada.

El objetivo de este proyecto es el de crear una mano robot con varios dedos y con múltiples DOF. Las acciones de la mano son simples: agarrar y soltar, flexionar y extender los dedos. Todas estas operaciones están controladas por un guante con sensores. La mano debe ser durable, de bajo costo y que pueda continuar siendo mejorada [10].

1.2.1. El sistema. Un usuario se coloca el guante con sensores “Cyber-Wear” y enciende el sistema. El controlador reconoce la posición de la mano del usuario y mueve los motores para llevar a la mano robot a esa posición [10].

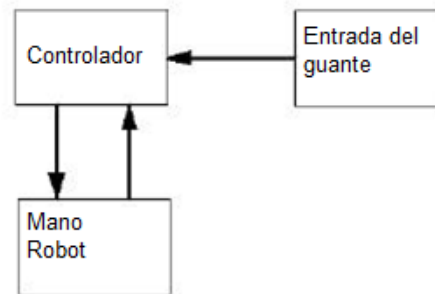


Figura 8. Diagrama de bloques del flujo del sistema, figura traducida de [10].

1.2.1.1. Cyber-Wear (Guante de control). El Cyber-Wear es un guante que posee 10 sensores en posiciones específicas de la mano para conocer la posición de la misma. Los sensores que utilizan son resistencias flexibles que cambian su resistencia de forma lineal cuando son doblados. Los sensores están colocados en las dos articulaciones que tocan la falange proximal en los dedos pulgar, índice, medio y anular [10].

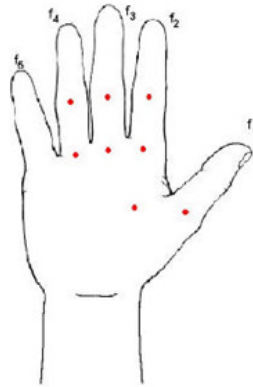


Figura 9. Posición de los sensores [10].

1.2.1.2. La mano robot. La mano robot se diseñó con tres dedos frontales, el pulgar y una muñeca con dos movimientos. Ésta está hecha de nylon y aluminio en conjunto con varios adhesivos [10].

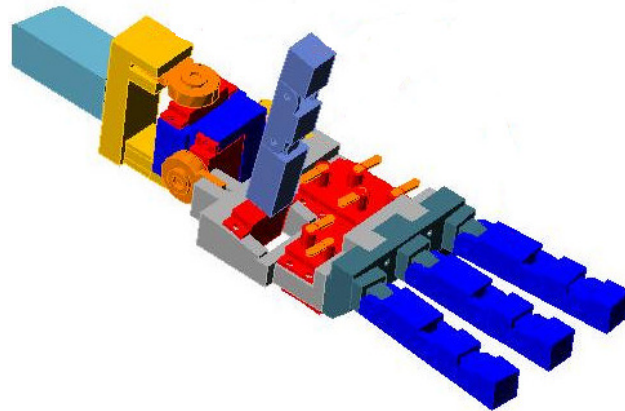


Figura 10. Modelo de la mano [10].

1.2.1.3. El sistema de control. El sistema de control consiste de dos partes, un sistema de lazo abierto y uno de lazo cerrado. El sistema de lazo abierto lee el valor de los sensores del guante y mueve los motores a la posición deseada. En el sistema de lazo cerrado se tienen sensores en las articulaciones de la mano robot, los cuales se comparan con los del guante para así mover los dedos a la posición en que los dos sensores tienen el mismo valor [10].

1.2.1.4. Los mecanismos y actuadores. La mano robot tiene en total 10 DOF, dos para la muñeca, dos para el pulgar y dos para cada uno de los tres dedos frontales. La muñeca está unida al brazo por dos servo motores colocados uno a 90° del otro para tener dos movimientos opuestos presentes en una muñeca humana. Los dedos poseen tres DOF, pero sólo son controlados dos, y la articulación distal es controlada por el actuador de la articulación media. Los dedos son controlados por servos mediante tendones y dentro de las articulaciones hay resortes que se encargan de extender cada articulación [10].

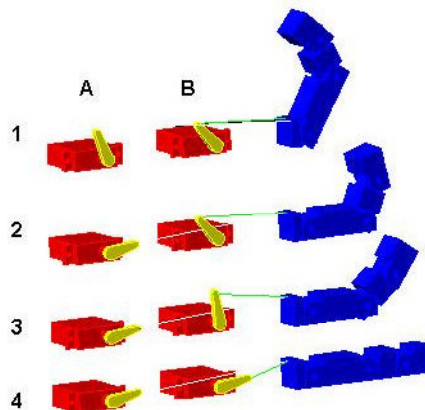


Figura 11. Secuencia del movimiento de un dedo [10].

1.3. Mano robot controlada por motores ultrasónicos y elementos elásticos.

Este proyecto, desarrollado en el instituto de tecnología de Tokyo, consiste en la elaboración de una mano robot, similar a una mano humana, que posea una cantidad de DOF similar a una mano humana. Esta mano se mueve utilizando motores ultrasónicos y elementos elásticos. Todos los elementos de la mano están situados dentro de ella gracias a que los motores son pequeños, poseen un gran torque y mantienen el torque una vez desconectados. Esta mano robot posee 20 DOF y una forma muy similar a la de un humano [11].

1.3.1. Mecanismo de los dedos. En el mecanismo de los dedos se utilizaron poleas, resortes y el motor ultrasónico. El motor mueve una faja por medio de una polea, la cual puede contraerse o estirarse, y ésta mueve otra polea que está sujeta al dedo. La

faja elástica se utiliza para no romper el dedo o el objeto que se sujeta, debido al alto torque del motor, esta se estira limitando el torque total que se le está aplicando al dedo [11].

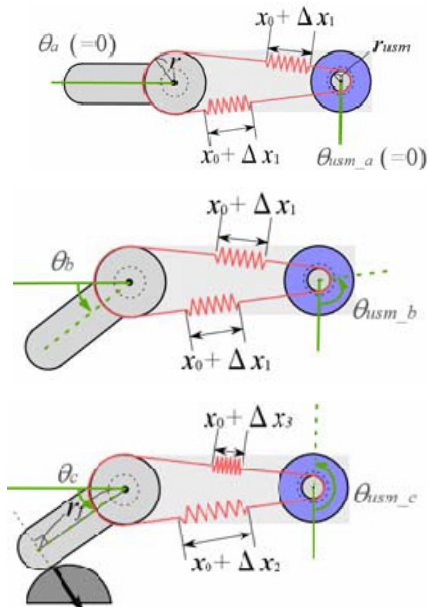


Figura 12. Mecanismo de polea, resorte y motor ultrasónico para mover el dedo [11].

El mecanismo del dedo índice, medio, anular y meñique es la misma. Cada uno posee cuatro DOF y cuatro DOM y fueron colocados en la mano siguiendo las especificaciones de una mano real. El rango de movimiento que posee cada articulación es también el mismo que posee una mano humana [11].

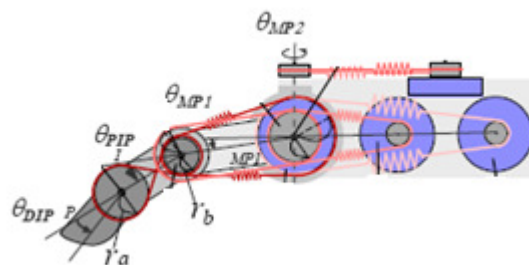


Figura 13. Diseño completa de un dedo [11].

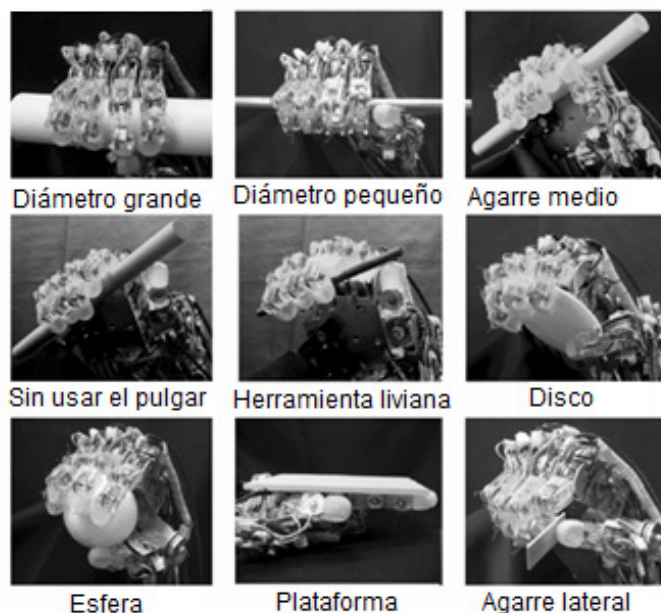


Figura 14. Distintos tipos de agarre que logra genera la mano robot, figura traducida de [11].

Estudios revelan que de un 30 a un 50% de personas con amputaciones en miembros superiores no utilizan sus prótesis regularmente, siendo las principales causas poca funcionalidad, poca estética, y poco control. No tomando en cuenta la estética, muchos usuarios encuentran imposible realizar diversas tareas de agarre y encuentran el esquema de control innatural [1] [3].

Se busca encontrar una solución a las causas por las que las prótesis comerciales no son regularmente utilizadas. El resultado final será una prótesis basada en la forma de una mano humana. Esta prótesis tendrá una estética agradable y una gran funcionalidad logrando los agarres y formas más comunes de una mano real. El Módulo de Mecatrónica y Potencia detalla la parte mecatrónica y de potencia de la prótesis. Para el desarrollo de la parte mecatrónica de la prótesis se tomaron ideas de prótesis creadas en distintas universidades que se muestran en las secciones A, B y C de esta introducción. Adicionalmente se busca mejorar problemas encontrados en estos diseños.

El Módulo de Interfaz Humana se enfoca en la obtención satisfactoria de señales mioeléctricas para desarrollar un esquema de control intuitivo para el control de una mano robótica, facilitando así al usuario el manejo de la prótesis.

Entre más completo se encuentre el sistema sensorial de la prótesis, con respecto al sistema sensorial de la mano humana, se volverá más simple el uso de la misma. El control inteligente que posee la mano será más completo, con un mayor número de subsistemas sensoriales, requiriendo menos control de parte del usuario final.

Últimamente, han emergido prótesis biónicas controladas por microprocesadores, como es el caso de la *i-LIMB Hand* creada por Touch Bionics en Estados Unidos de América. Éstas han expandido el espectro de opciones para tratamiento y elección de los pacientes con deficiencias de algún miembro del cuerpo. El uso de microprocesadores beneficia tanto al paciente como al encargado de financiar la prótesis y al ir avanzando la tecnología de los microprocesadores, los beneficios se aumentan y mejoran y [12].

Los microprocesadores proveen la habilidad de modificar opciones de control y ajustar las características de entrada rápidamente sin la necesidad de comprar o cambiar componentes. Esto produce una gran rebaja en el costo de las prótesis biónicas. El uso de los microprocesadores permite un filtrado más complejo y exacto de las señales electromiográficas (EMG), resultando en que las terminales (electrodos) respondan mejor. Otra ventaja es que se puede cambiar fácilmente los niveles de control de sensibilidad y otros parámetros de la prótesis cuando sea necesario. Los dispositivos de entrada, como lo son los sensores y motores, son más fáciles de utilizar, y los microprocesadores permiten tener varios de estos dispositivos funcionando conjuntamente, logrando que la prótesis se asemeje más a la realidad. Junto con estos beneficios, se encuentra el de procesar las señales en tiempo real, permitiendo detectar cambios pequeños en la prótesis rápidamente [12].

Entre las cosas que se pueden hacer con un microprocesador, es documentar y guardar información del paciente, como los parámetros electrónicos o patrones de uso

del paciente. Esta información puede ser grabada y utilizada cuando se necesite. Esto permitira que se monitoreen los avances o mejoras del paciente al utilizar la prótesis [12].

El trabajo desarrollado por el Módulo de Control busca integrar en un solo sistema los otros tres módulos restantes del Megaproyecto.

En el Megaproyecto se busca desarrollar e implementar una mano robótica con un sistema simple de interpretación de señales electromiográficas, con el fin de mantener la implementación de hardware relativamente sencilla y de respuesta rápida. Esto debe integrarse con el módulo de control para proporcionar un control intuitivo y de fácil aprendizaje para el usuario final. Así mismo, se busca minimizar el costo del sistema sin comprometer la funcionalidad de la prótesis.

Para poder realizar la interfaz con el módulo mecatrónico, se deben controlar los servomotores que mueven a cada dedo, por lo que el uso del PWM es apropiado para realizar este control. Una sola señal de PWM puede controlar a un motor en específico, haciendo posible que los servomotores actúen independientemente.

La retroalimentación del sistema viene dada por el módulo de sensores, y para que el control pueda interactuar con los sensores, se propone utilizar un ADC que muestree las señales provenientes de los sensores y las utilice para realizar los ajustes y movimientos necesarios en los dedos.

El módulo de interfaz humana debe proveer impulsos al control para poder realizar los movimientos apropiados en toda la mano. El uso de protocolos seriales es adecuado para conectar ambos módulos. Se propone utilizar el protocolo RS-232 para recibir los comandos del usuario final, y además el protocolo USB para conectar la mano con el computador y tener un medio alternativo para el control de la mano.

Lo anteriormente descrito será logrado utilizando microcontroladores dedicados para las tareas que se necesitan. Debido a la necesidad de mantener la superficie de los circuitos pequeña, el uso de componentes de superficie es lo más adecuado para completar el módulo de control.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivos generales

2.1.1. Elaborar una prótesis estéticamente agradable, semejante a una mano real, y de poco peso, capaz de recrear los movimientos básicos necesarios para replicar un movimiento similar al de una mano real.

2.1.2. Desarrollar e implementar un sistema de procesamiento capaz de sensor e interpretar señales en la piel, creadas por el sistema nervioso periférico de un usuario, para traducirlas en movimientos de la prótesis.

2.1.3. Desarrollar un sistema de sensores para obtener una interpretación real del posicionamiento de los elementos que conforman la mano, y de la interacción de estos con objetos externos.

2.1.4. Incorporar la prótesis a un sistema inteligente de control de fuerza de agarre, con el objetivo de minimizar la atención del usuario al agarrar un objeto y asegurar que no ocurra resbalado de objetos, ni deformación de los mismos.

2.1.5. Tomar la prótesis como base para el desarrollo de un sistema de control retroalimentado, que tome una señal de control de una interfaz con el usuario y la convierta en un movimiento en la prótesis.

2.2. Objetivos Específicos

2.2.1. Módulo de Mecatrónica y Potencia

2.2.1.1. Módulo de Mecatrónica

2.2.1.1.1. Crear una estructura similar a la de una mano humana, con 5 dedos, y cuyo movimiento se asemeje a los movimientos que posee una mano humana.

2.2.1.1.2. Crear un diseño liviano que logre soportar el uso que recibe una mano humana. El material utilizado debe ser resistente tanto a golpes como al frío y el calor.

2.2.1.1.3. Integrar los sensores que se utilizaran en los dedos sin que estos afecten el movimiento de las articulaciones.

2.2.1.1.4. Crear un sistema de actuadores de tamaño reducido, que muevan los dedos abriendo y cerrando la mano, logrando sujetar distintos objetos con suficiente fuerza como para que no se suelten.

2.2.1.1.5. Crear una estructura que se asemeje a un brazo humano que logre encapsular los actuadores, el circuito de control, los circuitos de los sensores, el circuito de potencia y la batería.

2.2.1.2. Módulo de Potencia

2.2.1.2.1. Crear un circuito de tamaño reducido que provea un voltaje regulado a todos los circuitos que integran el sistema de la prótesis biónica.

2.2.1.2.2. Proveer la potencia necesaria para que la prótesis funcione durante un largo periodo de tiempo sin necesidad de recargar la batería.

2.2.1.2.3. Crear un circuito que cargue la batería utilizada.

2.2.1.2.4. Crear un indicador visual de la carga restante en la batería.

2.2.2. Módulo de Interfaz Humana

2.2.2.2. Diseñar e implementar un sistema capaz de amplificar señales electromiográficas tomadas por electrodos superficiales.

2.2.2.3. Diseñar e implementar un sistema que pre-procese estas señales con el fin de eliminar ruido generado por posibles fuentes externas.

2.2.2.4. Diseñar e implementar un sistema capaz de interpretar las señales electromiográficas para transmitir comandos de instrucción al módulo de control.

2.2.2.5. Elegir componentes para los sistemas que satisfagan las características de una mano robótica

2.2.3. Módulo de Sensores

2.2.3.1. Diseñar un sistema sensorial para detectar el contacto de la prótesis con objetos externos.

2.2.3.2. Diseñar un sistema sensorial para medir la fuerza aplicada a un objeto que se esté agarrando.

2.2.3.3. Diseñar circuitería de procesamiento de señales, según sea requerida por los sistemas arriba mencionados.

2.2.3.4. Elegir componentes para los sistemas que satisfagan las características electromecánicas que debe poseer un sistema sensorial en una prótesis biónica.

2.2.4. Módulo de Control

2.2.4.1. Implementar un sistema de alto nivel (Control Maestro) que detecte los movimientos del usuario y los utilice para mover la mano.

2.2.4.2. Implementar un sistema de bajo nivel (Control Esclavo) que actúe de manera automática para el control de fuerza y agarre, dependiendo de los impulsos provenientes de los sensores, y que envíe una retroalimentación al Control Maestro de lo que está sucediendo.

2.2.4.3. Comunicar ambos sistemas (alto y bajo nivel) utilizando el protocolo de comunicación I²C.

2.2.4.4. Escoger los componentes necesarios para la circuitería en base a los requerimientos del módulo.

2.2.4.5. Diseñar los circuitos de control para ambos niveles, según se requiera

2.2.4.6. Desarrollar la interfaz de los circuitos de control con el resto de los módulos de la prótesis biónica, recibiendo los datos del módulo de Interfaz Humana por medio del protocolo RS-232.

2.2.4.7. Tener un medio alternativo de comunicación con la prótesis haciendo uso de un computador y del protocolo USB.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. La mano humana.

Las manos humanas son dos complejas partes del cuerpo humano. Cada una posee cinco dedos que son capaces de sujetar y manipular distintos objetos. Son el órgano principal para interactuar con el medio. La punta de los dedos posee más terminaciones nerviosas que cualquier otro lugar en el cuerpo humano, por lo que al hablar del tacto nos referimos a los dedos. Cada mano es controlada por el hemisferio del cerebro contrario al de la mano. Cada persona puede tener más desarrollado el control de uno de los dos hemisferios, por lo que como rasgo personal, la persona puede ser zurda o diestra [13].

3.1.1. Usos de la mano. El principal funcionamiento de la mano es el de sujetar objetos. Además, existen muchos usos generales debido a la gran versatilidad de movimiento que posee y la gran precisión que logra alcanzar. Entre los múltiples de usos que posee una mano humana se pueden enumerar los siguientes [13]:

- Para comer sujetando la comida y llevándola a la boca.
- Es usada en costumbres sociales como el apretón de mano en un saludo.
- Para comunicarse con otras personas por medio de un lenguaje de señas.
- Es usada para medir, se pueden medir dedos, cuartas, *etc.*
- Para golpear.
- Para sujetar objetos, con los cuales, por la dexteridad y precisión de la mano se pueden realizar distintas tareas como escribir [13].

3.1.2. Los dedos. Una mano humana posee cinco dedos, el pulgar y cuatro frontales: el índice, medio, anular y meñique. Cada dedo posee sus propios tendones y músculos que hacen posible una gran variedad de movimientos y una gran destreza [13].

El dedo pulgar se localiza del lado interno de la mano y se encuentra opuesto a los otros cuatro dedos de la mano. El pulgar tiene la capacidad de rotar alrededor de 90° de

forma perpendicular a la mano y es oponible, lo cual es una característica especial de las manos de los primates, como los humanos [13].

3.2. Sistema esquelético de las extremidades superiores.

El esqueleto apendicular es la parte del esqueleto humano que compone las extremidades superiores e inferiores. Las extremidades superiores o miembros superiores se conforman por 60 huesos. Entre ellas se encuentra el húmero del brazo, el cúbito y el radio en el antebrazo, los huesos del carpo de la muñeca, los metacarpianos en la palma de la mano y las falanges de los dedos [14].

3.2.1. Húmero. El húmero es el hueso más largo y ancho de las extremidades superiores. Este se une con el omóplato en el hombro y con el cúbito y el radio en el codo [14].

3.2.2. Cúbito y radio. El cúbito y el radio son los dos huesos que conforman el antebrazo entre el codo y la muñeca. El cúbito se encuentra en la parte interna del antebrazo del lado del meñique y tiene mayor longitud que el radio. El radio se encuentra en la parte externa del antebrazo del lado del pulgar. Estos dos huesos se unen por medio de una membrana por la cual también atraviesan unos tendones [14].

3.2.3. Carpo, metacarpianos y falanges. El carpo, también llamado muñeca, se conforma de ocho huesos que están unidos por ligamentos, y se encuentra entre el antebrazo y la mano. En el carpo se encuentra un espacio cóncavo formado por los huesos llamado túnel carpiano, por este cruzan los tendones que mueven los cinco dedos de la mano [14].

El metacarpo, también llamado palma de la mano está constituido por cinco huesos llamados metacarpianos. Cada uno de los metacarpianos se une con su correspondiente dedo. Las puntas de los huesos metacarpianos se les suele llamar nudillos [14].

Las falanges conforman los dedos de la mano. Existen catorce falanges, tres para cada uno de los dedos frontales y dos para el pulgar. El nombre falange se refiere a cada uno de los huesos de un dedo. La falange pegada a la palma se llama base proximal, luego está la diáfisis intermedia y la punta es la cabeza distal. Las falanges proximales se unen con los huesos metacarpianos y con las falanges medias. Estas últimas se unen con las falanges distales. El pulgar no posee una falange media, solamente la falange proximal que se une con la falange distal [14].

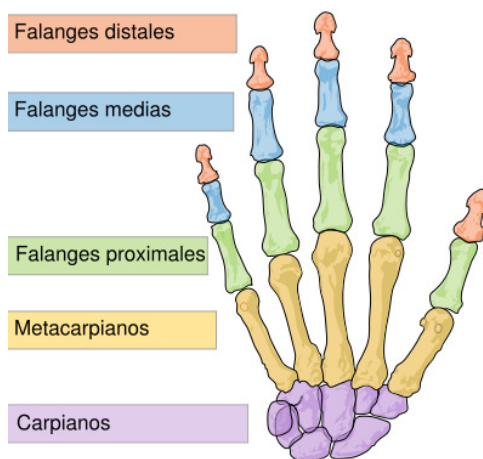


Figura 15. Huesos de una mano humana [14].

3.3. Los músculos y tendones de la mano.

Existen dos tipos de músculos en la mano, el grupo de los músculos intrínsecos y los músculos extrínsecos [15].

3.3.1. Músculos intrínsecos. Los músculos intrínsecos se localizan dentro de la mano y se dividen en cuatro grupos: los interóseos, tenar e hipotenar, el palmar corto y los lumbricales [15].

Los músculos interóseos se encuentran situados entre los huesos metacarpianos y su función es mover cada dedo lateralmente haciendo la abducción y aducción de la mano. Los músculos tenar e hipotenar se relacionan con los movimientos de oposición del

pulgar. El músculo palmar está relacionado con el movimiento de la palma. Los músculos lumbricales son los encargados de la flexión y extensión de las puntas de los dedos [15].

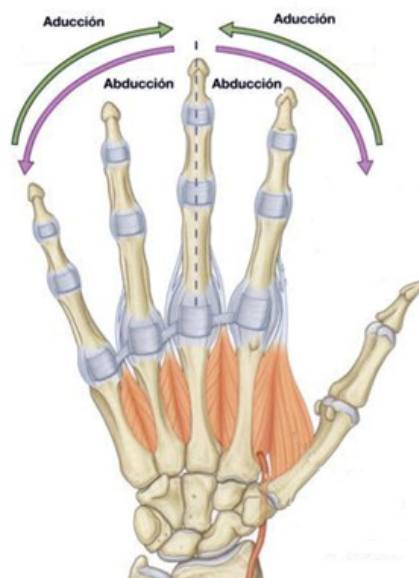


Figura 16. Músculos lumbricales [15].

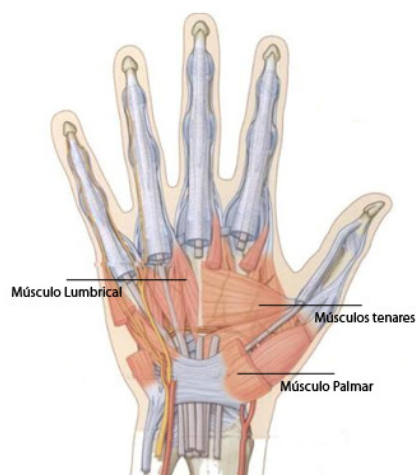


Figura 17. Músculos intrínsecos [15].

3.3.2. Músculos extrínsecos. Los músculos extrínsecos son aquellos músculos que se localizan en el antebrazo y realizan su función por medio de tendones que van desde el músculo hasta la mano. Los músculos extrínsecos se dividen en extrínsecos flexores y extensores [15].

3.3.2.1. Músculos extrínsecos flexores. Los músculos extrínsecos flexores se encargan de flexionar los dedos de la mano y la muñeca. Los flexores de cada dedo se dividen en superficiales y profundos [15].

En el antebrazo, del flexor superficial, se originan cuatro tendones que pasan por el túnel del carpo y se dirigen a cada uno de los dedos frontales; índice, medio, anular y meñique. Este tendón se amarra a la falange proximal de cada dedo haciendo posible flexionar esta articulación sin que se flexionen las de las otras articulaciones [15].

El flexor profundo de los dedos se encuentra en el antebrazo cubierto por el flexor superficial, del cual se originan cuatro tendones que se dirigen por medio del túnel del carpo a cada uno de los dedos frontales. En la falange proximal, cada uno de los tendones pasa por una especie de ojal, que es formado por el tendón del flexor superficial, y de ahí se sujeta a la falange distal en la punta del dedo. Estos músculos flexores mueven las articulaciones de las falanges media y distal de los cuatro dedos frontales [15].

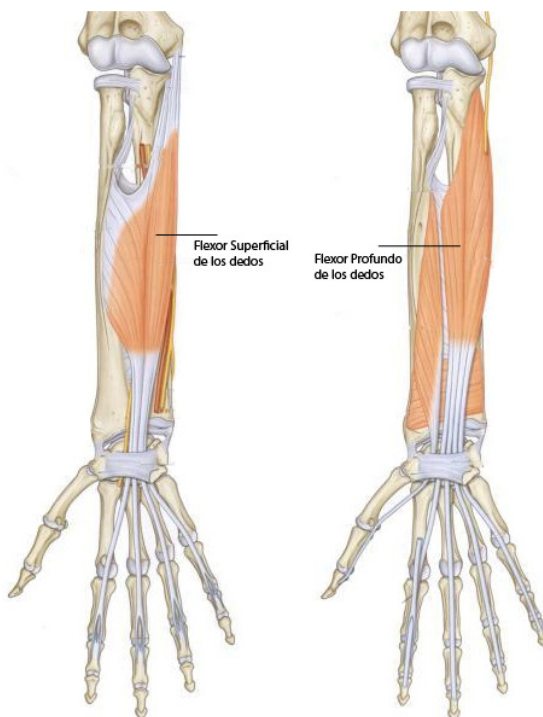


Figura 18. Músculos flexores superficiales y profundos [15].

3.3.2.2. Músculos extrínsecos extensores. Los músculos extrínsecos extensores están localizados en el antebrazo y son los encargados de extender los dedos y la muñeca. Al igual que los músculos flexores, estos se dividen en extensores superficiales y profundos. Los músculos extensores superficiales son los encargados de extender la falange proximal de los cuatro dedos frontales. Los músculos extensores profundos se encargan de extender las falanges media y distal de los cuatro dedos frontales. Al igual que con los músculos flexores, estos extienden las articulaciones por medio de tendones que pasan hacia la mano por medio del túnel del carpo [15].



Figura 19. Músculos extrínsecos extensores [15].

3.4. Fuerza de la mano en el agarre.

La fuerza de agarre es la fuerza que puede generar una mano a un objeto cuando ésta lo sujeta. La fuerza óptima de agarre de una mano ocurre cuando se sujeta un objeto cilíndrico de entre 2cm y 5cm de diámetro, ya que la mano promedio logra envolver completamente un objeto de este tamaño. En la medicina, la fuerza de agarre se usa para el diagnóstico de enfermedades, para evaluar y comparar tratamientos, para documentar el crecimiento de músculos y su fuerza y para obtener una retroalimentación del proceso

de rehabilitación de un paciente. En los deportes, tener un buen agarre es necesario para poder realizarlo exitosamente. En deportes como escalar, levantar pesas y montar a caballo, tener fuerza en las manos es necesario. La mano humana tiene la capacidad de sujetar distintos objetos de muchas formas diferentes. Se puede sujetar un objeto y que este toque la palma y los dedos lo envuelvan. Otro tipo de agarre se da cuando se sujeta algo con las puntas de los dedos y el pulgar está opuesto. Cuando se sujeta el mango de una cubeta se tiene otro tipo de agarre en el que el puño está cerrado y el mango de la cubeta se apoya sobre la falange proximal [16].

La fuerza que pueden aplicar los músculos de la mano es medida por medio de un dinamómetro. Esta prueba se realiza al sujetar una cuerda del dinamómetro al dedo que se analizará. Se coloca el dedo en una posición y se empieza a aplicar una fuerza mientras que el sujeto intenta mantener el dedo en el mismo lugar. Se continúa aplicando más fuerza hasta que el dedo ya no puede aguantar la fuerza y se dobla, liberando la cuerda. La fuerza medida por el dinamómetro es la máxima fuerza que logra aplicar ese dedo [17].

Tabla 2. Medida promedio de la fuerza ejercida por los dedos índice, meñique y pulgar [17].

Medidas en Newton	Índice	Meñique	Pulgar
Hombre	47	32	85
Mujer	34	21	59
Promedio	40.5	26.5	72

3.5. Servo motores.

Un servo motor, también conocido solamente como servo, es un dispositivo mecánico que recibe una señal de mando con la cual controla la posición de un eje [18].



Figura 20. Servo motor [18].

3.5.1. Características de un servo motor. Un servo incorpora un motor DC, una caja de reducción con engranajes, un potenciómetro, un circuito integrado y un eje compuesto por un material resistente. Este componente está encapsulado en una caja de plástico resistente, de la cual salen solamente tres alambres. Uno de los alambres es el voltaje de alimentación, el otro es la tierra y el último es para la señal de mando [18] [19].



Figura 21. Partes de un servo [18].

Los servos son comúnmente usados en modelos a escala de radio control como carros, aviones o robots. Existen servos de alto rendimiento que son usados también en aparatos a escala como botes de vela [18] [19].

Los servos se encuentran en diferentes dimensiones, desde unos del tamaño de un dedo hasta uno del tamaño de una mano. Comparándolos con su tamaño, los servos

poseen una gran fuerza. La potencia que uno de estos servos absorbe depende del tamaño del mismo y la carga que se le este colocando, un servo sin carga consumirá muy poca corriente mientras que uno con su carga máxima consumirá una gran corriente [18] [19].

Los servos se clasifican por su velocidad y el torque que logran alcanzar. Usualmente se fabrican dos servos con la misma forma, uno veloz y el otro con mayor torque. Un servo que posee mucho torque tendrá una velocidad lenta, ya que la caja de reducción debe tener más engranajes para lograr el torque necesario y viceversa. Un servo con mayor velocidad no tendrá tanto torque [18] [19].

El material con el que está hecho un servo varía dependiendo de la calidad y el torque para el que está catalogado. Los engranajes y el eje son los que están sometidos al desgaste debido a la fricción y la fuerza que están soportando. Los cuatro materiales comúnmente usados para los engranajes son el nylon, policarbonato, metal común y titanio. Al comparar estos cuatro materiales tomando al nylon como la resistencia normal el policarbonato resiste cuatro veces más que el nylon, el metal resiste 16 veces más y el titanio resiste 48 veces más [18] [19].

3.5.2. Funcionamiento de un servo motor. El servo funciona como un sistema de control retroalimentado que constantemente revisa la señal de entrada con la posición de salida. El potenciómetro permite determinar la posición del eje de salida, ya que está sujeto al eje. El motor, por medio de la caja de reducción, hace girar al eje y al potenciómetro simultáneamente. Al recibir una señal de mando, el circuito de control transforma esta señal para compararla con el valor del potenciómetro y tomar una acción de control. Si el circuito de control detecta que la posición del eje es correcta, el motor se detiene. Cuando el circuito de control detecta que la posición del eje no es correcta, enciende el motor en la dirección adecuada hasta que el ángulo sea el apropiado [18] [19].

La potencia que se le aplica al motor varía de manera proporcional dependiendo de qué tan grande sea el error en la posición del eje. Si el error es grande, se le aplica una potencia mayor al motor haciendo que éste gire más rápido [18] [19].

Los servos se controlan al mandarle un pulso de tamaño variable por el alambre de mando. El pulso debe tener una duración de entre 1 ms y 2 ms, y repetirse cada 20 ms. Cuando la señal de control es de 1 ms, el eje girará hasta un extremo de su rotación posible y cuando la señal sea de 2 ms, el eje girará hasta el otro extremo de su rotación posible [18] [19].

Todos los servos poseen una posición neutral que es la posición del eje en que hay igual cantidad de grados de rotación a cada lado. Esta posición se obtiene con un pulso de 1.5 ms. Dependiendo del tipo y el fabricante, cada servo tendrá una rotación máxima para el rango de la señal de control. Usualmente los servos giran alrededor de 180°, pero también existen servos que giran 90° o 360° [18] [19].



Figura 22. Período y duración máxima y mínima del pulso [19].

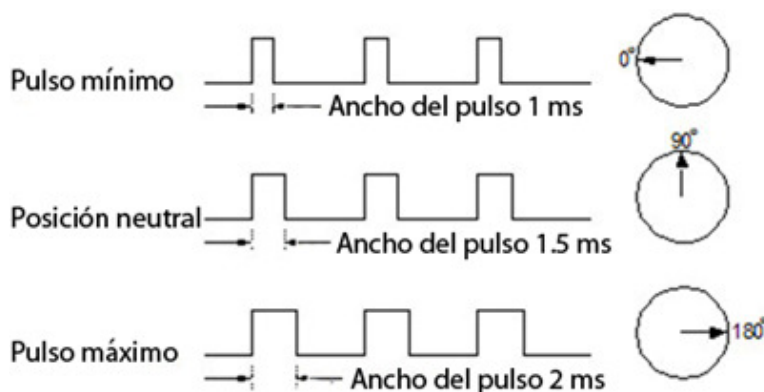


Figura 23. Posición del eje del servo relacionado con la duración del pulso [19].

3.5.3. Velocidad y fuerza de un servo motor. La velocidad de un servo se mide en segundos. Se toma el tiempo que tarda el eje del servo en moverse 60°. A menor tiempo para moverse 60°, el servo tendrá más rapidez. La velocidad usual de los servos se encuentra entre 0.05 seg y 0.30 seg. La fuerza del servo es una medida del torque que el eje ejerce. El torque de los servos se mide en onzas-pulgada (oz-in) o en Kilogramos-centímetro (Kg-cm). Esta medida es la cantidad de onzas que un servo puede levantar a una pulgada del centro del eje o la cantidad de Kilogramos a un centímetro de distancia del centro del eje. Por ejemplo, si se tiene un servo de 16 oz-in, este podrá levantar 16 onzas a una pulgada del centro [20].

3.6. Plásticos de ingeniería.

Por sus propiedades sobresalientes, los materiales conocidos como plásticos de ingeniería se han vuelto indispensables en muchas áreas especializadas como la fabricación de partes técnicas. En la actualidad, el mercado cambiante exige los materiales más modernos para sus productos [21].

Los plásticos de ingeniería son un grupo de materiales a base de polímeros que poseen propiedades térmicas y mecánicas superiores a los plásticos que se usan comúnmente. Estos plásticos poseen características especiales como: resistencia a una temperatura elevada, resistencia mecánica y resistencia a químicos corrosivos. Estos plásticos se eligen dependiendo de las características que se necesita que posean [21].

Este mercado está siempre en crecimiento y en cada momento surge un nuevo plástico para la industria. Entre los plásticos más comunes se encuentra el PVC, Polipropileno y el UHMW [21].

3.6.1. PVC. El Policloruro de vinilo o PVC es un polímero plástico, blanco, que se derrite a 80° C. Posee una muy buena resistencia eléctrica y es resistente al fuego. Además, posee una alta resistencia a los químicos y a temperaturas extremas. Es un material que se puede maquinar fácilmente y se puede termoformar para construir todo

tipo de tanques y envases. Este material es muy usado en envases, tubería, cables, juguetes, etc. Además de resistir distintos ambientes, es un plástico que se puede reciclar [22].

3.6.2. Polipropileno. El polipropileno es un polímero termoplástico que se obtiene de la polimerización del propileno. Es utilizado en una gran variedad de aplicaciones que van desde empaques para alimentos, equipo de laboratorio, componentes para carros y tejidos. Es resistente a químicos corrosivos como solventes [23].

El polipropileno posee una gran resistencia a la fatiga mecánica y es resistente a los golpes. Su temperatura de fusión es alta, de alrededor de 160° C. Es también un buen dieléctrico sirviendo adecuadamente como un aislante y es muy usado entre las placas de los capacitores [23].

El polipropileno se puede trabajar de distintas formas para lograr la pieza que se quiere: moldeo por inyección, moldeo por soplado, termo formado, extrusión o fresado. Es muy usado para aplicaciones médicas, farmacéuticas y es apto para el contacto con los alimentos [23].

3.6.3. UHMW (Ultra High Molecular Weight). El UHMW es un termoplástico proveniente de la polimerización del polietileno. Este tiene la característica de tener cadenas de átomos extremadamente largas lo que lo hace ser un material muy resistente al impacto en comparación a los demás termoplásticos. Este material es resistente a los químicos corrosivos y tiene un coeficiente de fricción bajo [24].

3.7. Baterías recargables.

Una batería recargable es un dispositivo que almacena energía eléctrica que se puede extraer casi en su totalidad y puede ser recargada para que vuelva a almacenar la energía que proporcionó. Este ciclo de carga y descarga puede ocurrir un cierto número de veces hasta que la batería se daña o ya no logra recargarse. Una batería recargable funciona

bajo un principio reversible en el que los componentes no se consumen ni se pierden, sino que son transformados en otros y luego se pueden regresar al estado anterior [25] [26].

3.7.1. Parámetros de una batería recargable.

- La tensión, es la diferencia de potencial nominal medido en volts de la batería.
- La corriente que puede suministrar la batería, medida en ampere A.
- La capacidad es la cantidad de energía que almacena y puede proveer la batería. Esta se mide en referencia a los tiempos de carga y descarga, en Amperios-hora (Ah). La carga de una batería se mide como la corriente máxima que puede proveer una batería para que esta se descargue en una hora o la corriente que necesita una batería durante una hora para cargarse.
- La energía almacenada se mide en watt-hora (Wh).
- La resistencia interna de la batería. Mientras más baja sea le permitirá a la batería suministrar una corriente mayor.
- La relación entre el peso de la batería y la energía que almacena, watt-hora por kilogramo (Wh/Kg) [25] [26].

3.7.2. Tipos de baterías.

3.7.2.1. Batería de ácido y plomo. La batería de ácido y plomo está compuesta por dos electrodos de plomo, el electrolito es una solución de ácido sulfúrico. Cuando la batería se descarga, los electrodos están en forma de sulfato de plomo (PbSO_4). Cuando se inicia la carga, el polo negativo se convierte en plomo y el polo positivo se convierte en óxido de plomo (PbO_2). Cuando la batería se descarga ocurre el proceso inverso, el plomo y el óxido de plomo se convierten de regreso en sulfato de plomo. Durante la descarga, la concentración de ácido sulfúrico baja, ya que se está creando el sulfato de plomo. En el proceso ocurre un intercambio de electrones, los cuales se usan como corriente eléctrica [27].

Cada celda de esta batería tiene una tensión de 2 volts. Las baterías comunes de ácido y plomo están compuestas por seis celdas conectadas en serie para proveer una tensión de 12 volts [27].

Esta batería es de gran tamaño y pesada, debido al plomo dentro de ella. Es muy utilizada en vehículos, ya que puede proveer una gran corriente para encender el motor a combustión [27].

3.7.2.2. Batería alcalina. Esta batería, también llamada batería de ferroníquel, contiene electrodos de acero en forma de rejillas que están llenos de óxido de níquel (NiO) para el electrodo positivo (ánodo), y de óxido ferroso (FeO), para el electrodo negativo (cátodo). El electrolito está compuesto por una solución caustica de potasio (KOH). Durante la carga ocurre una oxidación en el ánodo y una reducción en el cátodo. Durante la descarga ocurre el proceso inverso [28].

Cada celda provee una tensión de 1.5Volts y son conectadas en serie para proveer comúnmente hasta una tensión de 12 volts [28].

Estas baterías son muy usadas en aparatos complejos que tienen un alto consumo de energía [28].

3.7.2.3. Baterías de níquel-hidruro metálico (Ni-MH). Las baterías de níquel-hidruro metálico están compuestas por un ánodo de níquel y un cátodo de hidruro metálico. Cada celda de Ni-MH provee una tensión de 1.2 volts y una capacidad entre 0.8 y 2.3 Ah por lo que poseen una gran densidad de energía, de alrededor de 80 Wh/kg. La desventaja de este tipo de baterías es que sufren de un efecto de memoria, proceso en el que con cada carga y descarga se va reduciendo la capacidad de la batería [29].

3.7.2.4. Baterías de níquel-cadmio (Ni-Cd). Las baterías de níquel-cadmio están compuestas por un ánodo de hidróxido de níquel y un cátodo de cadmio y poseen un electrolito de hidróxido de potasio. Cada celda de Ni-Cd provee de una tensión de 1.2

volts y tiene una capacidad entre 0.5 y 2.3 Ah con una densidad de energía de 50 Wh/kg. Este tipo de batería también sufre del efecto de memoria [30].

3.7.2.5. Baterías de iones de litio (Li-ion). Las baterías de Li-ion están compuestas por un ánodo de grafito, un cátodo de óxido de cobalto y como electrolito, una sal de litio [69].

Entre las cualidades de una batería de Li-ion están: bajo peso, elevada capacidad de carga, no tienen efecto de memoria y aguantan un gran número de cargas y descargas antes de sufrir algún daño. Este tipo de batería se ha popularizado tanto que es muy usada en la mayoría de aplicaciones de la industria electrónica, en donde se necesite un dispositivo portátil como en teléfonos móviles, computadoras portátiles y reproductores de música [69].

Entre las ventajas de una batería de Li-ion se encuentran:

- Elevada densidad de energía de alrededor de 115 Wh/kg.
- Poco peso y volumen.
- Pueden proveer una gran corriente, una batería de Li-ion puede proveer toda su energía en pocos minutos.
 - Poseen una tensión por celda mayor que las demás baterías, que está alrededor de los 3.7 volts.
 - No sufren del efecto de memoria.
 - Durante la descarga, el voltaje de la batería disminuye lento y de forma lineal, con lo que se evita tener que utilizar reguladores de voltaje complicados. También hace que sea más fácil conocer la carga que le queda a la batería.
 - Su auto-descarga es lenta. Una batería guardada se descarga progresivamente Una batería de Ni-MH puede descargarse un 20% al mes, mientras que una batería de Li-ion lo hará a menos de un 6% mensual [69].

A pesar de tener muchas ventajas, las baterías de Li-ion también tienen ciertas desventajas como:

- Poseen una vida media corta, de alrededor de tres años.
- Tienen un precio elevado comparado con las demás baterías.
- Durante la carga y descarga pueden calentarse a tal punto que exploten, esto debido a que pueden proveer toda su carga en poco tiempo. Puede suceder si se carga o descarga de forma incorrecta.
- Tienen un mal funcionamiento en el frío, su rendimiento puede reducirse hasta un 25% [69].

3.7.2.6. Baterías de polímero de litio (Li-poli). Las baterías de Li-poli son una variación de las baterías de Li-ion. Estas poseen propiedades similares a las baterías de Li-ion y ciertas mejoras como una mayor densidad de energía, capacidad de liberar toda su energía en menor tiempo y tamaño reducido [69].

3.8. Bases de la biomecatrónica.

Dentro del campo de la mecatrónica, se encuentra la disciplina de la biomecatrónica, la cual está enfocada en la ingeniería inversa de moléculas y estructuras biológicas para el beneficio de aquellas personas con miembros amputados, que pierden la audición, la vista, etc. En el caso de miembros amputados, la intervención quirúrgica y la fusión de diversas disciplinas como la ciencia biológica, médica, informática, mecánica, y electrónica, entre otras, han permitido a las personas recuperar parte de la movilidad perdida [32].

3.9. Prótesis mecánicas y electrónicas

Las prótesis tienen un papel importante en la mayoría de las personas con algún tipo de amputación. Las prótesis ayudan a los usuarios a realizar rutinas cotidianas que, de lo contrario, le serían muy difíciles de realizar. Aquellas personas que han perdido un miembro superior, deben elegir entre prótesis mecánicas o eléctricas. Las prótesis

mecánicas tienen la ventaja que pueden utilizarse en casi cualquier ambiente físico. Además, pueden llegar a tener un alto grado de exactitud y velocidad, y tienen una alta durabilidad debido a sus diseños simples. Por otro lado, éstas pueden causar gran incomodidad debido a los arneses en los que se colocan, y no suelen tener una apariencia cosmética. En cuanto a las prótesis eléctricas, tienen la ventaja de ser mucho más cómodas que sus contrapartes, constando por lo general de una cavidad que se adhiere al muñón del usuario en lugar de sujetarse por arneses. Además, éstas suelen ofrecer mayor magnitud de fuerza sin requerir de más esfuerzo por parte del usuario. Sin embargo, las prótesis eléctricas sufren la desventaja de no poder utilizarse en todos los ambientes, ya que el agua, polvo, grasa, o solventes pueden dañarla. [33].

3.10. Electromiografía (EMG)

3.10.1. Definición, Una señal electromiográfica (EMG) es una señal biomédica que mide las corrientes eléctricas generadas en los músculos durante las contracciones, y representa una actividad neuromuscular. El encargado de la actividad muscular es el sistema nervioso, por lo tanto, una señal EMG es controlada por el sistema nervioso y depende de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos [34].

3.10.2. Descripción anatómica y fisiológica. Todo tejido muscular conduce potenciales eléctricos de forma similar a la que los nervios lo hacen. Estas señales eléctricas se conocen como el potencial de acción muscular. La EMG superficial es un método para detectar la información presente en estos potenciales de acción muscular. Al detectar una señal EMG, hay dos elementos que influyen directamente en la fidelidad de la señal, siendo el primero la relación señal-a-ruido. El otro elemento es la distorsión de la señal, es decir, que la contribución relativa de cualquier frecuencia que componga la señal EMG no debe ser alterada [34].

Cuando una señal EMG se adquiere mediante electrodos colocados en la superficie de la piel, la señal obtenida está compuesta de todos los potenciales de acción muscular que ocurren en los músculos que se encuentran debajo de la piel. La combinación de los

potenciales de acción musculares de una única unidad motora se conoce como el potencial de acción de una unidad motora (MUAP por sus siglas en inglés *Motor Unit Action Potential*), y éste puede detectarse por un electrodo superficial colocado cerca de este campo [34].

La señal entonces se capta por el electrodo y luego se amplifica. Por lo general, se utiliza un amplificador diferencial como una primera amplificación. Otras etapas de amplificación pueden o no implementarse. Previo a ser analizada, esta señal puede procesarse para eliminar ruido de baja o alta frecuencia, ya que frecuentemente es la amplitud de la señal la que es de interés para el usuario. Por ende, la señal suele ser rectificadora y promediada de alguna forma para indicar amplitud [34].

El sistema nervioso está conformado por el cerebro, la médula espinal, y los nervios periféricos. Este sistema se encarga tanto del control como de la comunicación del cuerpo. Las neuronas son las células excitables que conectan y comunican las diferentes partes del cuerpo por medio de señales eléctricas. Las neuronas forman la estructura básica del sistema nervioso, y pueden variar considerablemente en tamaño y forma unas de otras.

Los músculos se componen de paquetes de células especializadas que son capaces de contraerse y de relajarse. El tejido muscular es elástico, y tiene la habilidad de recibir y responder a estímulos para contraerse. Existen cuatro funciones principales de los tejidos musculares, producir movimiento, mover sustancias dentro del cuerpo, proveer estabilidad, y generar calor. El tejido muscular se clasifica en tres categorías según su estructura, propiedades contráctiles, y sus mecanismos de control: el músculo esquelético, o estriado voluntario; el músculo liso; y el músculo cardíaco, o estriado involuntario.

La EMG se aplica en el estudio del músculo esquelético, ya que este tipo de tejido se encuentra adherido a los huesos, y su contracción es la responsable del movimiento y del soporte del esqueleto. Los músculos esqueléticos se componen de fibras que se contraen

al ser estimuladas por neuronas motoras. Estas neuronas se originan en la médula espinal, y están conformadas por un cuerpo celular, dendritas, y un axón. El axón se proyecta al músculo, donde se ramifica y crea una sinapsis con las fibras musculares.

Las fibras del músculo esquelético tienen muchas neuronas para que éste pueda contraerse. Este tipo de neuronas se conocen como neuronas motoras. Una neurona motora suele estimular muchas fibras musculares.

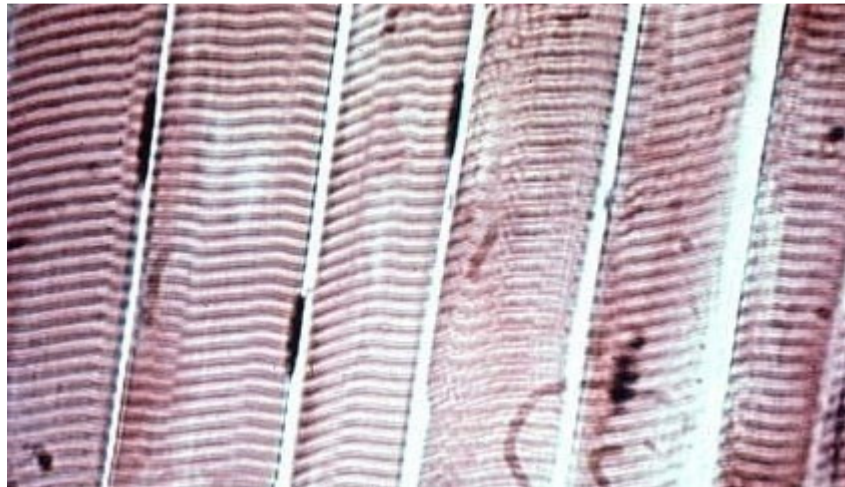


Figura 24. Tejido de músculo esquelético

El cuerpo humano es eléctricamente neutro, pero en estado de reposo, la membrana celular de los nervios está polarizada debido a las diferencias en las concentraciones y en la composición iónica a través de la membrana plasmática. Existe una diferencia de potencial entre los fluidos intracelulares y extracelulares de la célula. Como respuesta a un estímulo de una neurona, la fibra muscular se despolariza mientras la señal se propaga por la superficie y la fibra “salta”. *<<Esta despolarización, acompañada por el movimiento de iones, genera un campo eléctrico cerca de cada fibra muscular. Una señal EMG es el tren de MUAPs que muestra la respuesta muscular a una estimulación neural>>* [34].

La fuerza que ejerce un músculo se encuentra modulada por el reclutamiento de unidades motoras y por la regulación de la tasa de disparos. Cada unidad motora se activa

por un mensaje común desde la médula espinal que excita a las neuronas motoras. Mientras la excitación crece, más unidades motoras se reclutan y todas las unidades motoras activas incrementan la tasa de disparos.

3.10.3. El ruido eléctrico y otros factores que afectan las señales EMG. Por lo general, la amplitud de una señal EMG es de 0 a 10mV previo a ser amplificada. Esta señal adquiere ruido mientras pasa por diferentes tipos de tejido, y este ruido se categoriza en los siguientes tipos:

3.10.3.1. Ruido generado por equipo electrónico. Todo equipo electrónico genera ruido, y éste no puede ser eliminado.

3.10.3.2. Ruido del ambiente. Éste se genera por radiación electromagnética y es imposible de evitar la exposición a dicho ruido.

3.10.3.3. Movimiento del artefacto. Cuando los artefactos se mueven introducen al sistema información asimétrica que causa irregularidades. Las principales fuentes de este tipo de ruido son la interfaz de los electrodos y el cable del electrodo.

3.10.3.4. Inestabilidad inherente de la señal. Por naturaleza, la amplitud de la señal EMG es aleatoria. Ésta se ve afectada por la tasa de disparos de las unidades motoras, que suelen encontrarse en una región de frecuencias de 0 a 20Hz. Este tipo de ruido se considera indeseable, y por lo tanto es generalmente removido [34].

Los factores que influyen la señal EMG también se clasifican en tres categorías:

3.10.3.5. Factores causativos. Estos tienen un efecto directo en la señal, y se subdividen en dos clases:

3.10.3.6. Extrínsecos. Se debe a la estructura y al posicionamiento de los electrodos. Entre éstos se encuentran factores como el área superficial de detección, la

forma del electrodo, el posicionamiento del electrodo, la distancia de la posición del electrodo con respecto a los puntos motores del musculo, etc. [34].

3.10.3.7. Intrínsecos. Estos son los factores fisiológicos, anatómicos y bioquímicos que afectan el número de unidades motoras que se activan, la composición de las fibras musculares, el flujo de sangre, y la cantidad de tejido entre la superficie del músculo y el electrodo [34].

3.10.3.8. Factores intermedios. Estos son fenómenos físicos y fisiológicos influenciados por uno o más factores causativos. Entre estos pueden encontrarse los aspectos del electrodo como propiedades físicas de filtrado, superposición de potenciales de acción detectados en la señal EMG, la velocidad con la que el potencial de acción se propaga por la membrana de las fibras musculares, e incluso el ruido cruzado de otros músculos cercanos [34].

3.10.3.9. Factores determinísticos. Estos son influenciados por factores intermedios, y entre estos se encuentra el número de unidades motoras activas, la tasa de disparos motores, y la interacción mecánica entre las fibras musculares. [34].

3.10.4. Detección. El método más común para interpretar eventos motores de señales EMG es el de “umbral único”. En este método, se compara la señal EMG con un valor de umbral determinado, y suele ser el más común para ubicar la actividad de contracción de un músculo. El método es un análisis en el tiempo, y se basa en la comparación de las señales rectificadas con el promedio del ruido de fondo [34].

El análisis sobre el tiempo maneja dos parámetros básicos y comúnmente utilizados. Éstos son el valor RMS, y el valor rectificado de las señales. Para señales detectadas durante contracciones voluntarias, el valor RMS es apropiado, ya que refleja un significado físico de la fuerza ejercida. La observación de que una señal electromiográfica incrementa o decrece al aumentar o disminuir la fuerza muscular es sólo una indicación cualitativa de la relación entre ambas variables, y puede ser útil

cuando solamente son necesarias descripciones cualitativas del estado muscular en un momento. La tecnología más avanzada en la práctica clínica para el control de manos prostéticas se basa en el control electromiográfico [3].

La investigación de métodos para análisis asistido por computadoras de las señales EMG ha formado un gran campo dentro de la ingeniería biomédica durante las últimas tres décadas. Las aplicaciones típicas basadas en la EMG utilizan señales obtenidas en el antebrazo. Éstas pueden ser clasificadas en tiempo real con un alto grado de exactitud para controlar pinzas robóticas. La mano humana es un sistema complejo, con un alto número de grados de libertad, sensores en su estructura, actuadores y tendones, y un control jerárquico complejo. A pesar de tal complejidad, el esfuerzo necesario del usuario para realizar diversos movimientos es realmente bajo. Por el contrario, las manos prostéticas son una réplica insuficiente de la mano natural, con menor habilidad de agarre y sin retroalimentación sensorial para el usuario [35].

Muchos sistemas de control basados en señales EMG son capaces de controlar un único grado de libertad de una mano prostética. Estos sistemas extraen la amplitud de la señal o la tasa de disparo utilizando dos electrodos colocados en dos músculos antagonistas. Estas técnicas requieren de diferentes contracciones musculares para cada función que se controla, por lo que el control de dos o más movimientos es difícil [35].

3.11. Aplicación de la EMG en prótesis

Las prótesis comerciales tienen un número limitado de grados de libertad, por lo que ofrecen poca funcionalidad de agarre, y no permiten “encerrar” correctamente los objetos en comparación con la adaptabilidad de la mano humana. Esto además genera inestabilidad en el agarre de objetos en la presencia de disturbios externos. Durante las pasadas décadas, se han desarrollado varias manos robóticas antropomórficas con un alto número de grados de libertad. Desafortunadamente, estas manos no pueden utilizarse como prótesis debido a que los sistemas de actuadores y de control son pesados y grandes, por lo que no pueden integrarse con la mano [35].

Las señales EMG son fáciles de obtener y proveen una fuente de información con respecto a las órdenes del usuario. Los electrodos superficiales son simples de utilizar y no requieren de ningún tipo de cirugía, brindando una opción no invasiva para detectar señales neurales. Además, evita el uso de arneses que pueden limitar el movimiento del antebrazo y la incomodidad que éstos puedan generar. Es posible controlar una prótesis activa con un único electrodo diferencial colocado en el muñón de los pacientes, incluso en pacientes infantiles [35].

La utilización de más electrodos para controlar más grados de libertad puede ser contraproducente, ya que esto incrementa la codificación de los movimientos, y la utilización de más electrodos incrementa los problemas en la fabricación de la prótesis y en el uso del socket. Una de las desventajas de utilizar interfaces basadas en señales EMG y de utilizar electrodos superficiales es que los electrodos solamente pueden usarse para detectar las señales de los músculos superficiales y son sensibles a la actividad eléctrica de un área grande. Además, el análisis se ve limitado en el número de funciones posibles implementar utilizando pocos electrodos [35].

3.12. Breve anatomía de los nervios principales del brazo, antebrazo y mano

La posición anatómica se define como la posición erecta, con las palmas de las manos hacia adelante; partiendo de ella surgen todos los demás términos de dirección y posición. Anterior y posterior (ventral y dorsal); cranial y caudal (superior e inferior). Los términos longitudinal, transverso, sagital, coronal, frontal, medial (interno) y lateral (externo), señalan ejes o planos del organismo. Estos ejes pueden observarse en la Figura 25 [36].

Los cuatro nervios del brazo son ramos terminales del plexo braquial, y son el nervio mediano, el nervio cubital, el nervio musculocutáneo y el nervio radial, mostrados en la Figura 26. Los nervios mediano y cubital no inervan ningún músculo del brazo, sino la articulación del codo y los músculos de la cara anterior del antebrazo. [36].

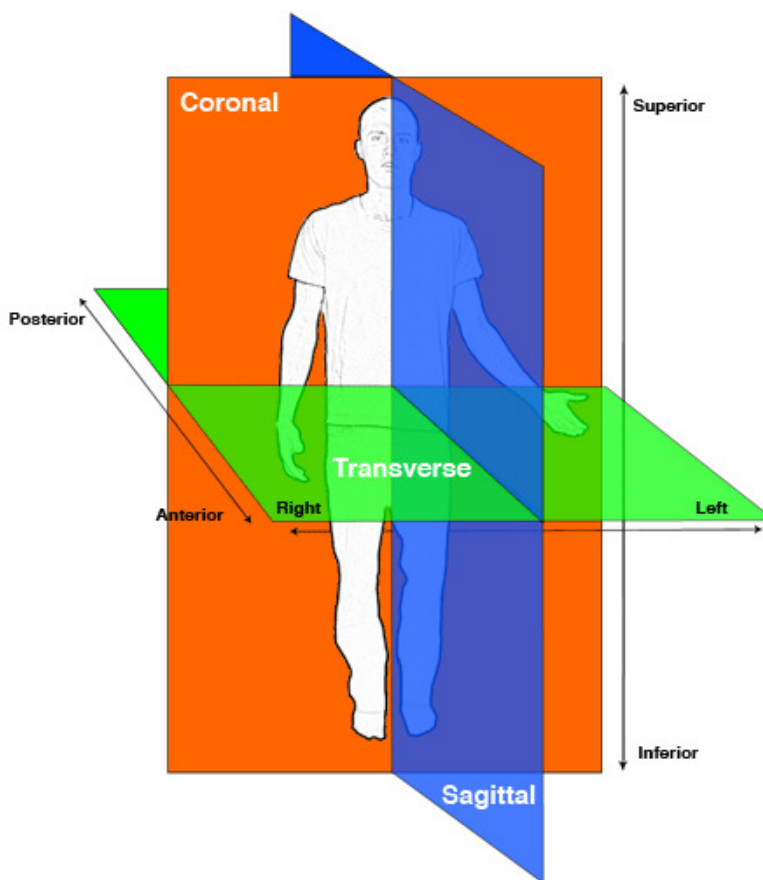


Figura 25. Vista de los planos anatómicos principales que dividen el cuerpo humano [37].

El plexo braquial es un entrecruzamiento de fibras nerviosas que se forma por la unión de varios nervios, y desciende por el cuello, la axila y el brazo (ver Figura 27). El plexo braquial es el responsable de la inervación muscular del miembro superior, excepto para el músculo trapecio y un área de la piel cercana a la axila. Los elementos que constituyen el plexo braquial van desde el cuello hasta el brazo, formando raíces que se subdividen hasta llegar a los nervios terminales [36].

3.12.1. El nervio mediano. El nervio mediano desciende por el brazo lateral a la arteria braquial, hasta llegar al centro del brazo, en donde se cruza para situarse medial a la arteria y entrar en contacto con el músculo braquial. Este nervio inerva casi todos los

músculos de la cara anterior del antebrazo (ver Figura 28). Este nervio se hace superficial cerca de la muñeca. [36].

3.12.2. El nervio cubital. Es la mayor de las dos ramas terminales del fascículo medial del plexo braquial. Desciende por delante del músculo tríceps, es superficial y puede palparse fácilmente en la cara posterior del epicóndilo medial. El nervio cubital no emite ramos en el brazo, pero inerva a un músculo y la mitad de otro en el antebrazo [36]. Ver Figura 28.

3.12.3. El nervio musculocutáneo. Este nervio atraviesa el músculo coracobraquial y continúa entre los músculos bíceps y braquial, inervando a todos estos músculos. El nervio musculocutáneo puede observarse en la Figura 28 [36].

3.12.4. El nervio radial. Ésta es la rama más voluminosa del plexo braquial; éste penetra en el brazo detrás de la arteria braquial, y desciende lateralmente con la arteria braquial profunda. Al alcanzar el borde lateral del húmero, el nervio radial desciende entre el músculo braquial y el braquiorradial hasta el epicóndilo lateral del húmero (Figura 29), donde se divide en dos ramos, el profundo y el superficial. El ramo profundo tiene una distribución muscular y articular, mientras que el ramo superficial emite fibras sensitivas para el dorso de la mano y los dedos (Figuras 30 y 31) [36].

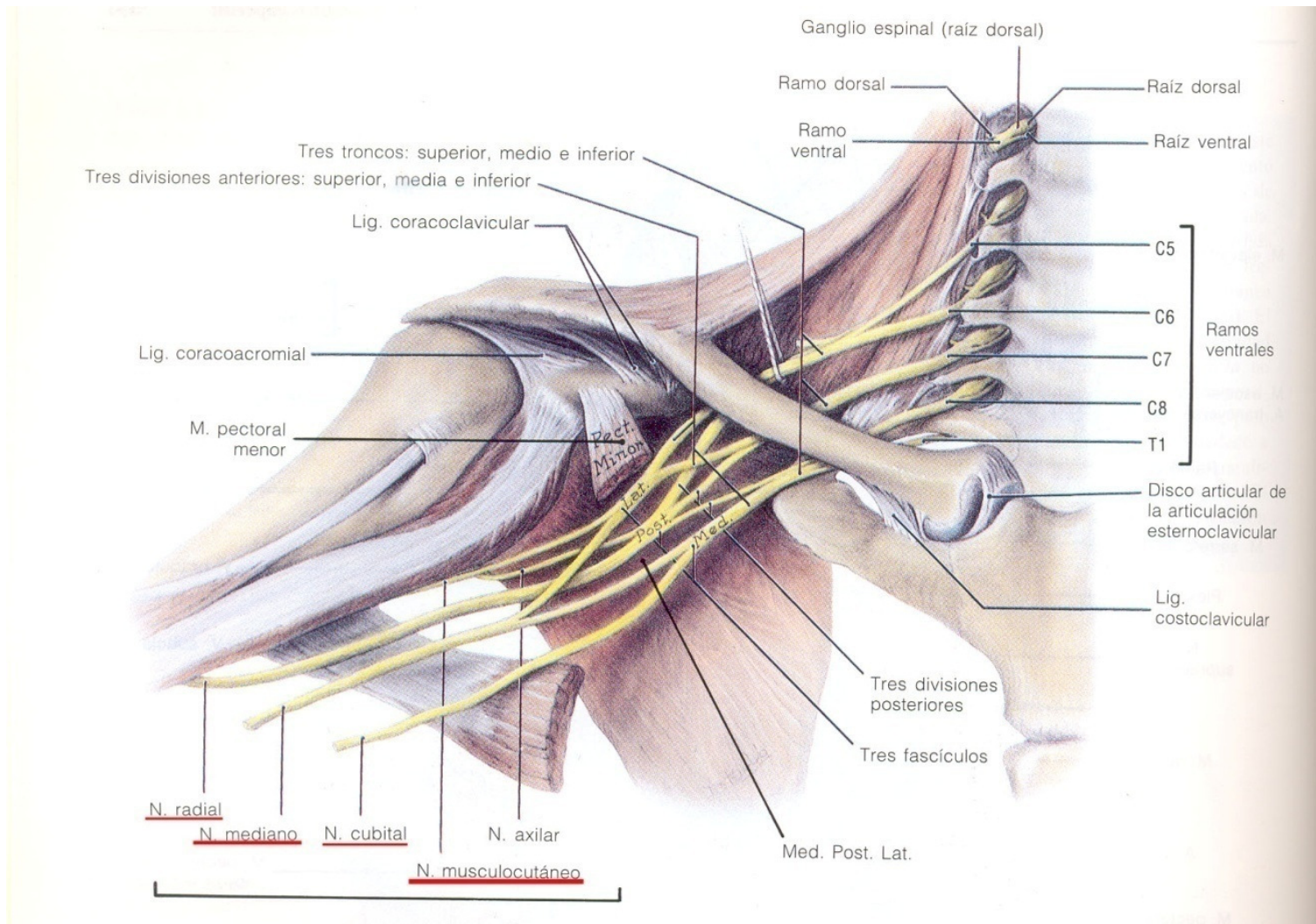


Figura 26. Los nervios del brazo: Radial, Mediano, Cubital y Musculocutáneo [36]

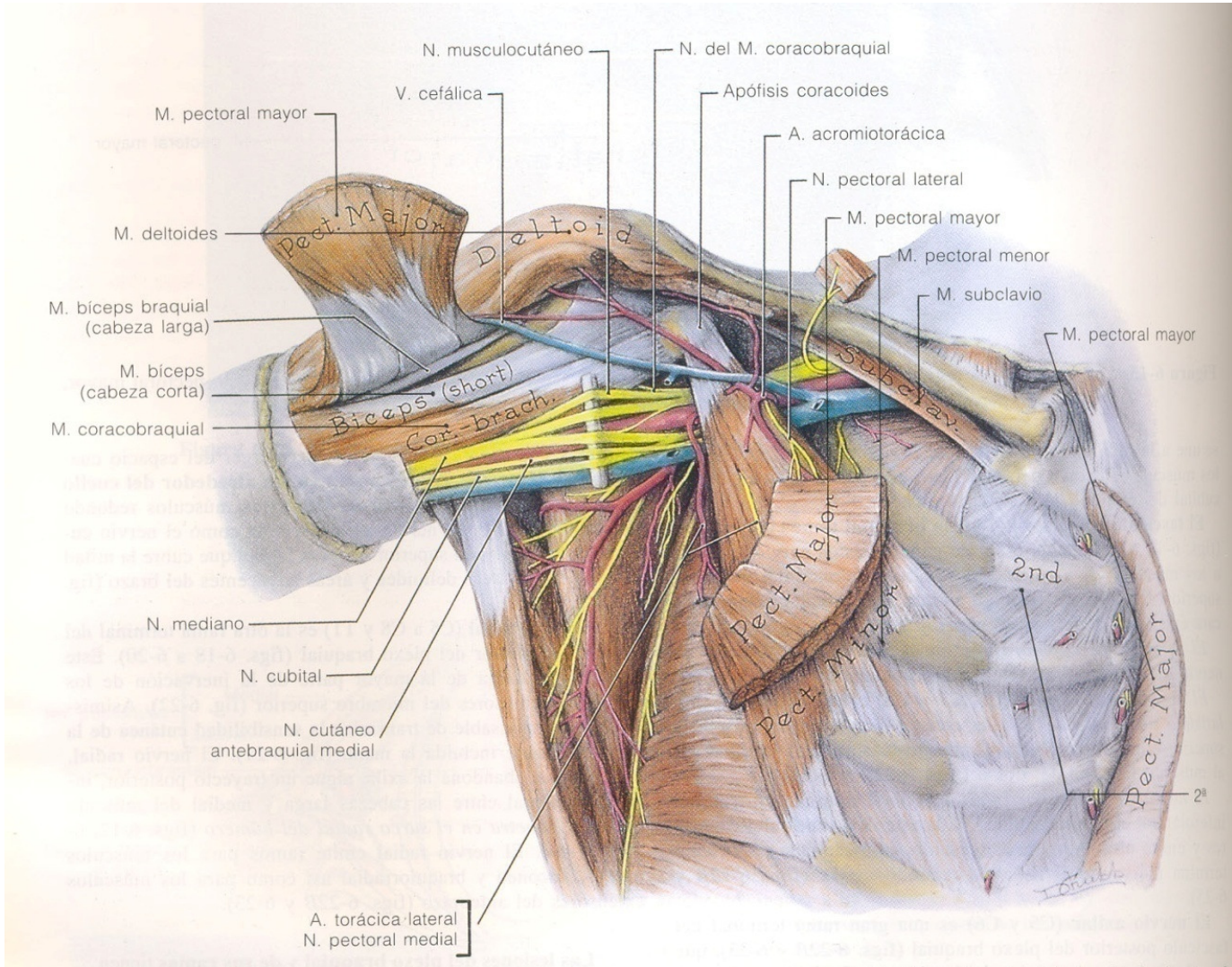


Figura 27. Plexo braquial [36]

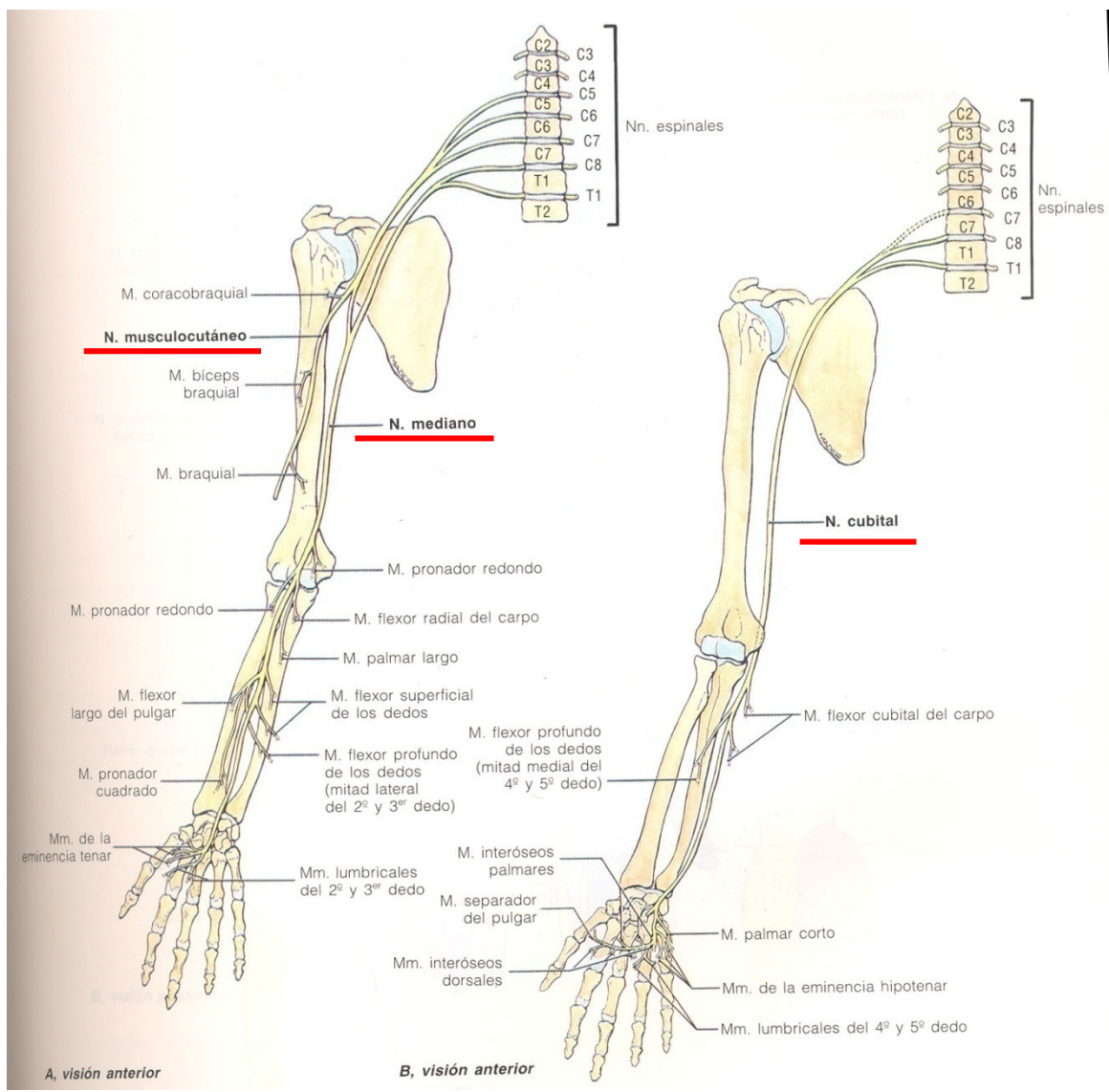


Figura 28. Vista de los nervios mediano, musculocutáneo y cubital [36].

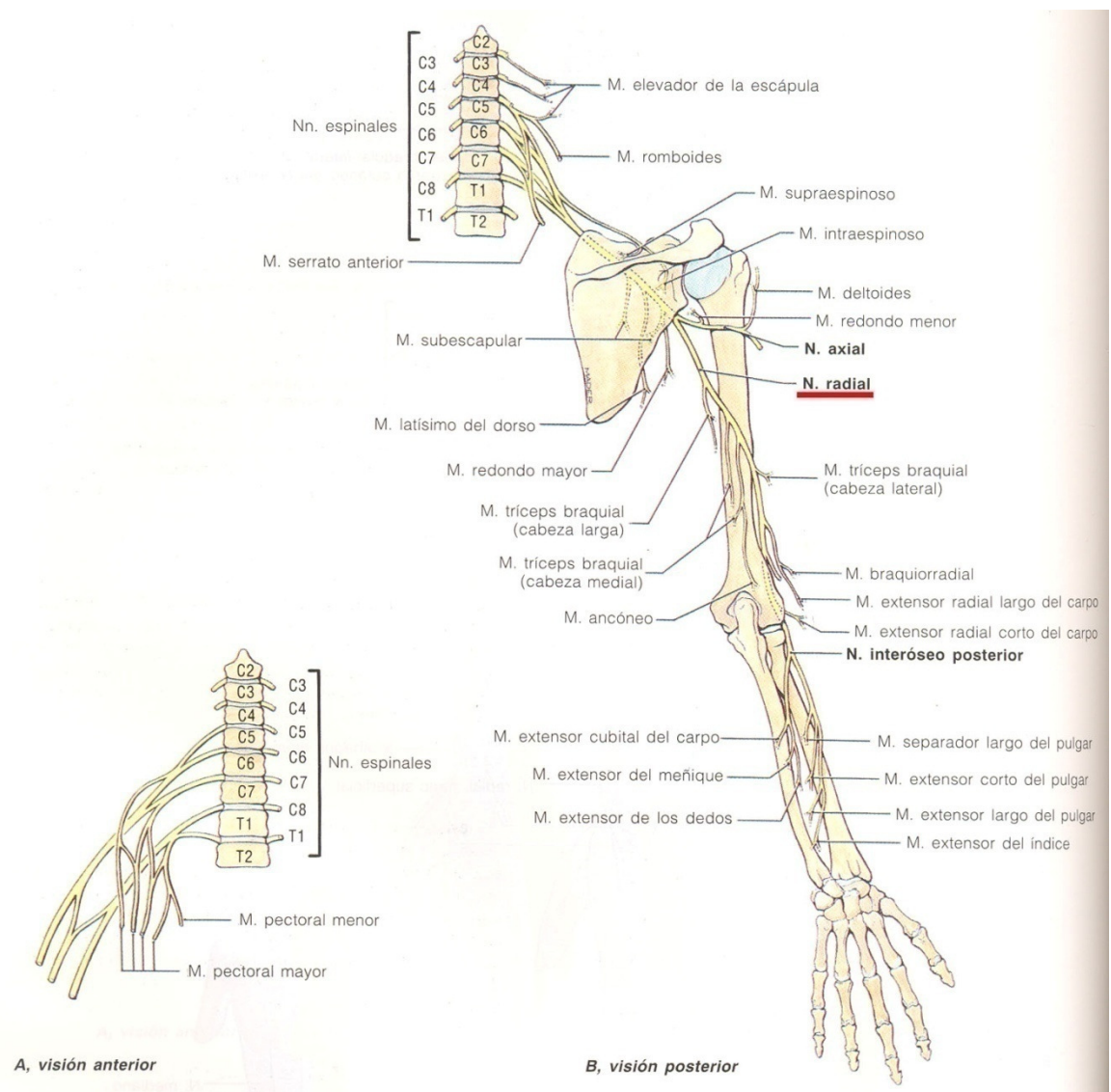
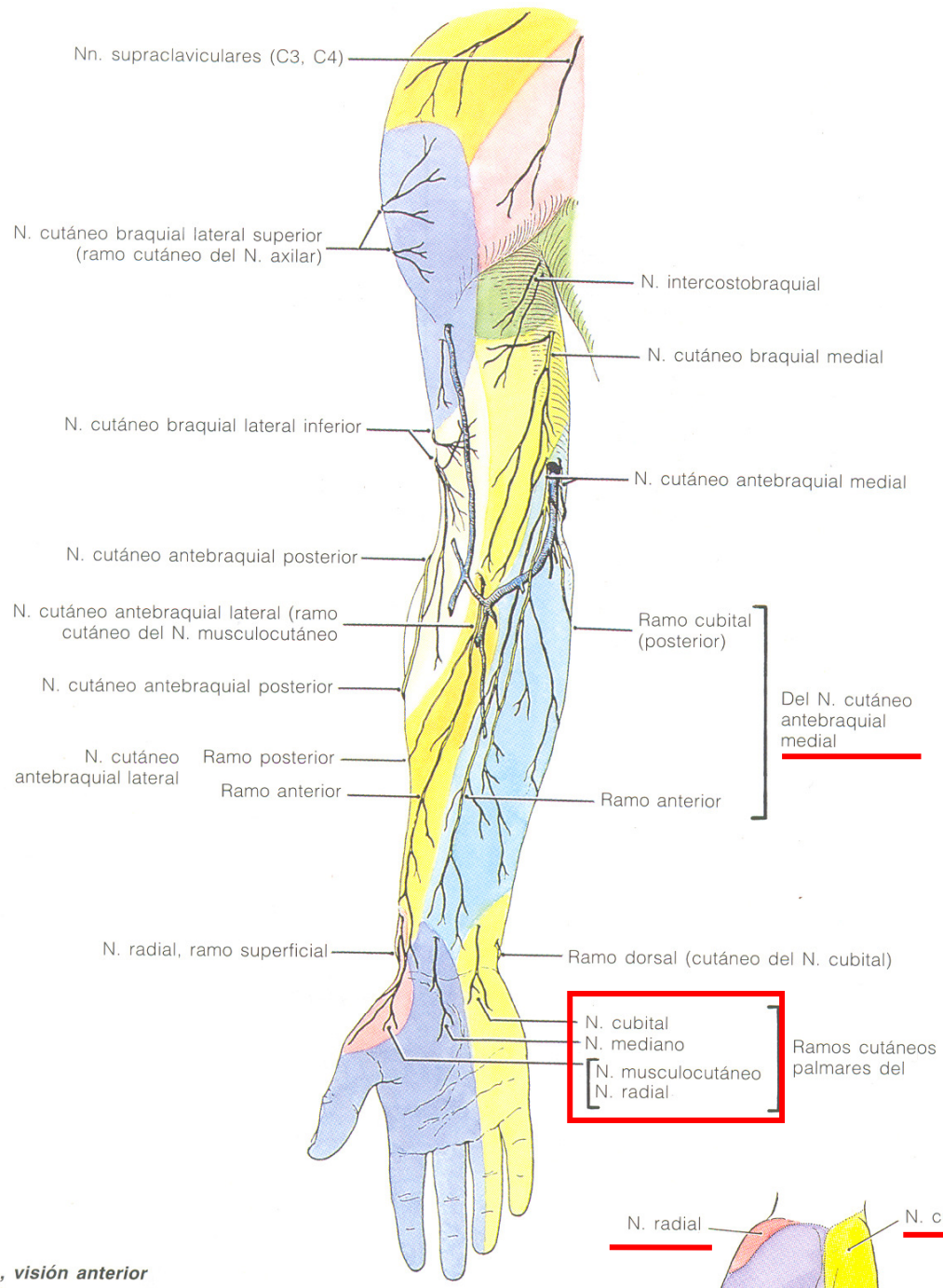


Figura 29. Vista del nervio radial [36].



A, visión anterior

Figura 30. Distribución de los nervios a través del brazo y antebrazo, visión anterior [36].

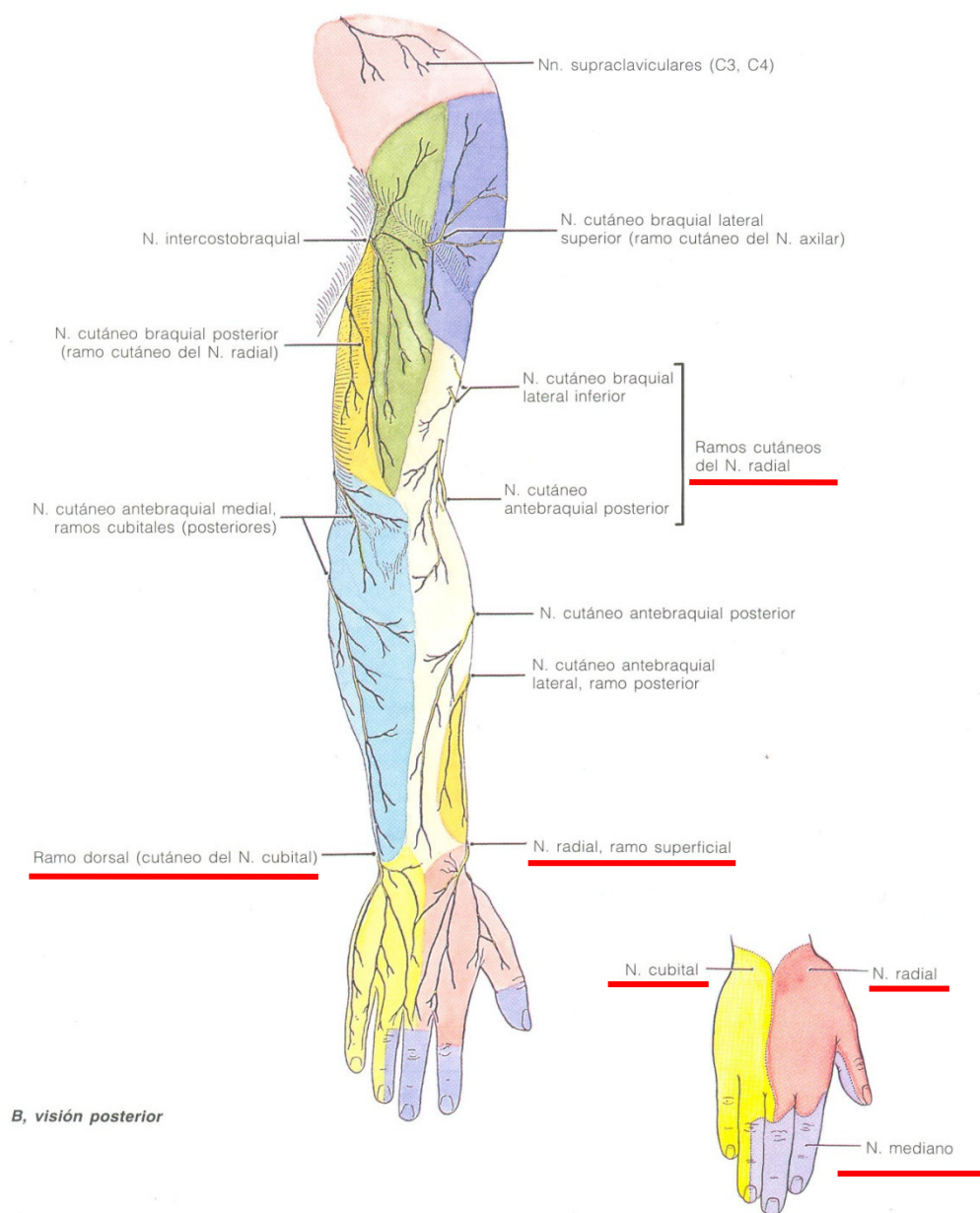


Figura 31. Distribución de los nervios a través del brazo y antebrazo, visión posterior [36].

3.13. Músculos del brazo, antebrazo y mano

Los músculos que se verán a continuación son del tipo esquelético voluntario. Los músculos del brazo, actúan sobre los movimientos del antebrazo, a nivel de la articulación del codo; los músculos del antebrazo, actúan sobre los movimientos del codo, muñeca o dedos; y los de la mano actúan en el movimiento de los dedos [38].

Las Tablas 3 y 4 muestran algunos músculos del brazo antebrazo y mano junto con el nervio que los inervan; y en las Figuras 32 y 33 puede observarse la ubicación de los músculos superficiales del brazo.

Tabla 3. Distribución de algunos nervios del miembro superior [38].

Nervio	Músculo
Musculocutáneo	Coracobraquial, bíceps, y braquial anterior.
Mediano	Todos los músculos en la cara flexora del antebrazo, excepto el cubital anterior y la Porción cubital del flexor común profundo de los dedos; aductor corto, oponente, y la mayor parte del flexor corto del pulgar, y los primero dos lumbricales.
Cubital	Cubital anterior, parte cubital del flexor común profundo de los dedos, todos los músculos de la eminencia hipotenar, todos los interóseos, tercero y cuarto lumbricales, aductor del pulgar y parte del flexor corto del pulgar.
Radial	Todos los músculos en la cara posterior o extensora del brazo y antebrazo.

Tabla 4. Inervación de algunos músculos del brazo [38]

Grupo muscular	Músculo individual	Nervio que lo inerva
Flexores del antebrazo	Palmar menor	Mediano
	Palmar mayor	Mediano
	Flexor común superficial de los dedos	Mediano
Extensores del antebrazo	Cubital posterior	Radial
	Extensor común de los dedos	Radial
Cortos del pulgar	Aductor corto del pulgar	Mediano
	Flexor corto del pulgar	Mediano y cubital
	Oponente del pulgar	Mediano
	Aductor del pulgar	Cubital
Otros músculos de la palma	Primero y segundo lumbricales	Mediano
	Tercer y cuarto lumbricales	Cubital
	Interóseos dorsales	Cubital
	Interóseos palmares	Cubital

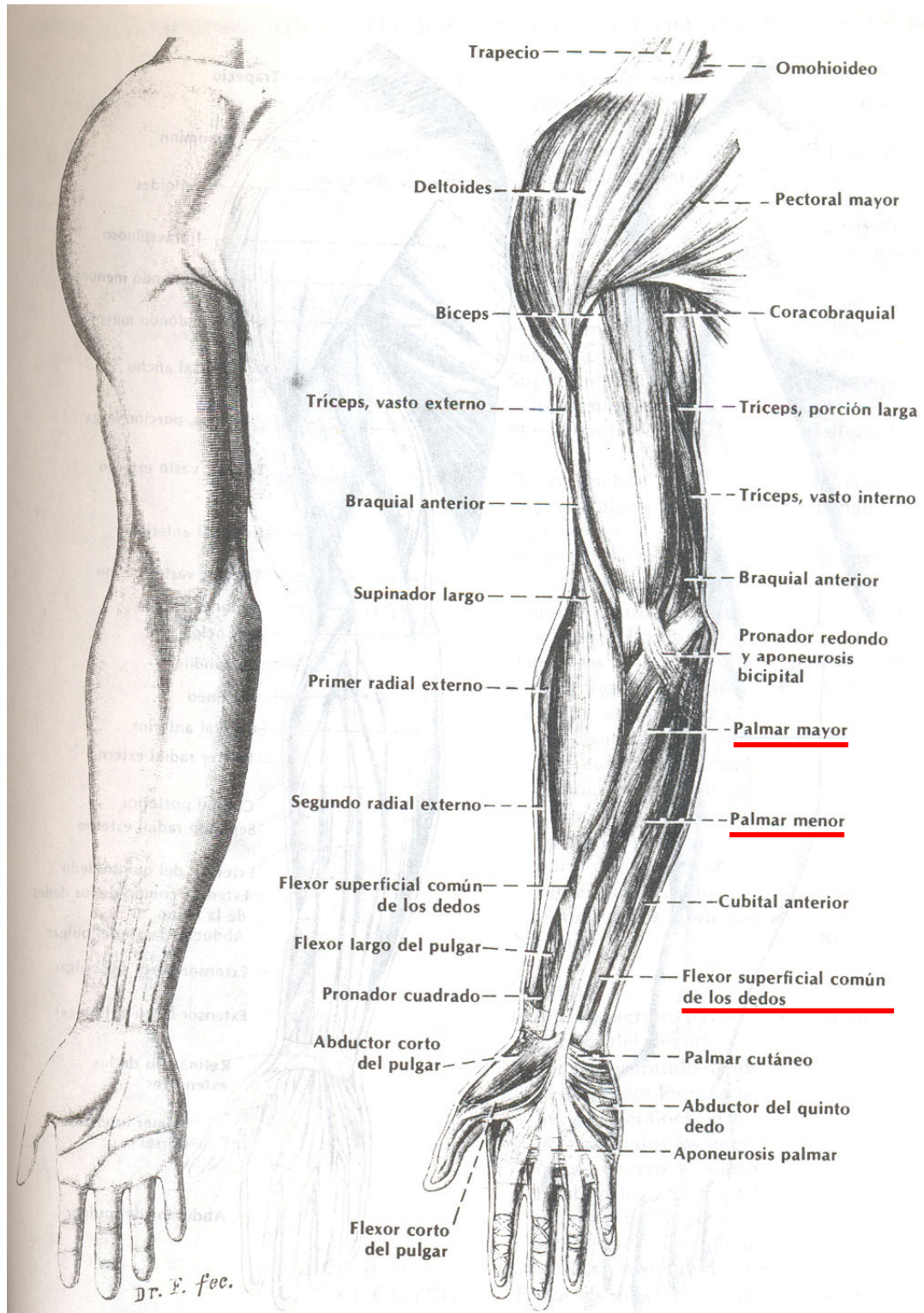


Figura 32. Los músculos del brazo, antebrazo y mano, vista anterior [38].

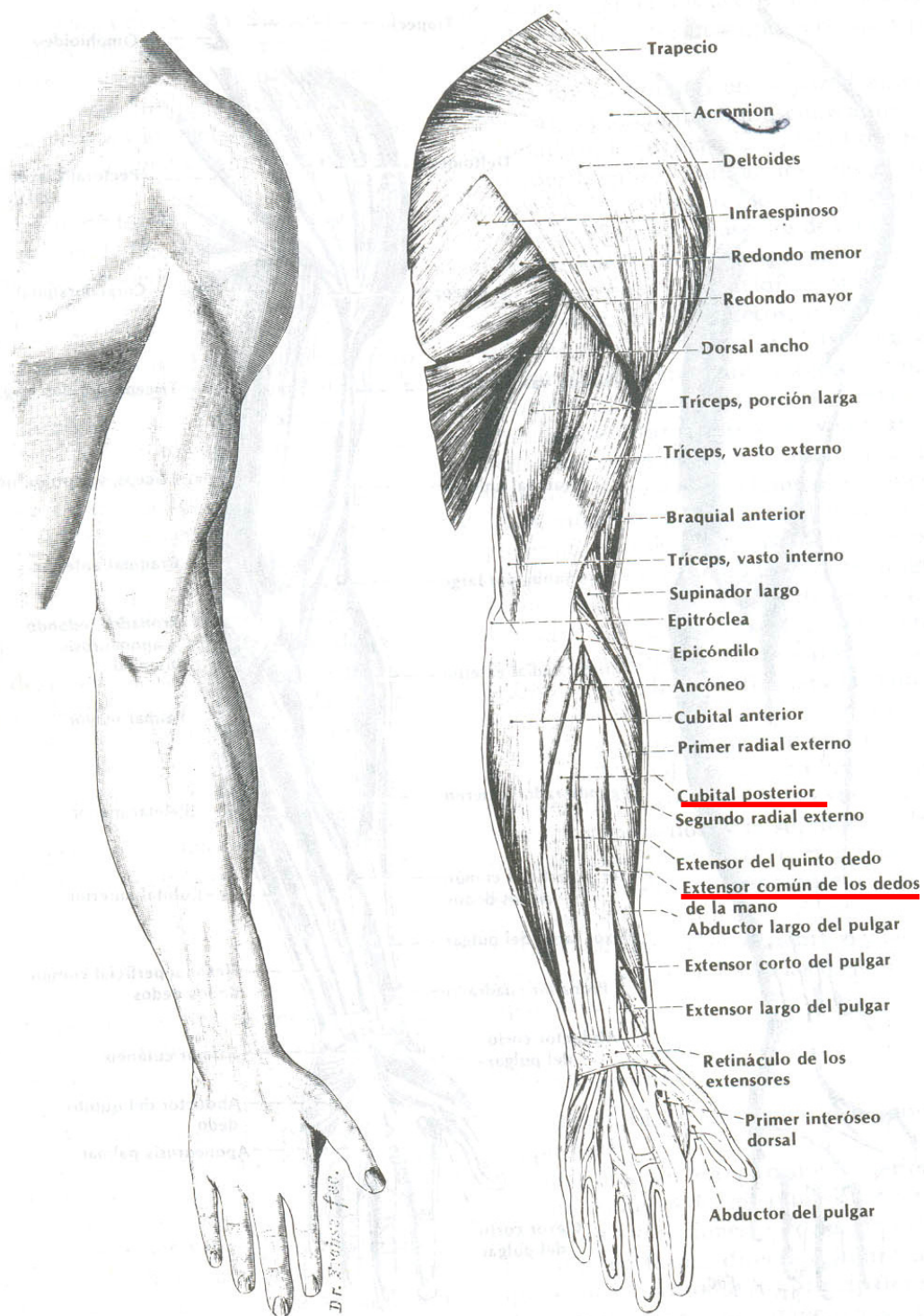


Figura 33. Los músculos del brazo, antebrazo y mano, vista posterior [38].

3.14. Sistema sensorial humano.

En el sentido más amplio, la sensación se refiere al conocimiento de estímulos, tanto internos como externos. El conocimiento de estímulos para una sensación puede ser consciente o subconsciente. Si el conocimiento es consciente y se puede interpretar el significado de las sensaciones se dice que es percepción. Los impulsos sensoriales que alcanzan a la parte del cerebro conocida como tálamo permiten tener percepción del tipo de sensación. Algunos impulsos sensoriales no se perciben debido a que no llegan al tálamo o a la corteza cerebral. Un ejemplo de esto es la falta de conciencia de la presión sanguínea que está en constante vigilancia [14].

3.14.1. Modalidades sensoriales. Se llama modalidad a la cualidad que diferencia un tipo de sensación de otra, como lo son las de tacto, dolor, visión y audición. Las diferentes modalidades pueden ser agrupadas en dos categorías:

3.14.1.1. Los sentidos generales. Abarcan los sentidos somáticos y viscerales, los somáticos incluyen las sensaciones táctiles, térmicas, de dolor y propioceptivas. Las sensaciones táctiles son el tacto, la presión y la vibración. Las sensaciones propioceptivas permiten la percepción de las posiciones estáticas de las extremidades y el sentido de la posición de músculos y articulaciones, así como los movimientos de la cabeza y extremidades. Las sensaciones viscerales aportan información acerca del estado de los órganos internos [14].

3.14.1.2. Los sentidos especiales. Abarcan las modalidades de olfacción, gusto, visión, audición y equilibrio [14].

3.14.2. El proceso de las sensaciones. El proceso de las sensaciones inicia con un receptor sensorial, el cual puede ser una célula especializada o un conjunto de dendritas de una neurona sensorial. Estos receptores vigilan un aspecto específico del ambiente interno o externo y cada uno es sensible a estímulos de una modalidad sensorial, lo cual

les da una característica de selectividad. Es decir, un receptor dado da una respuesta intensa a un tipo particular de estímulo [14].

Para que una sensación ocurra deben acontecer cuatro fenómenos.

3.14.2.1. Estimulación del receptor sensorial. Un estímulo debe suceder en el campo receptivo del receptor sensorial [14].

3.14.2.2. Transducción del estímulo. Un receptor sensorial convierte un estímulo en un potencial graduado. El potencial graduado varían en amplitud según la fuerza del estímulo que se le aplica [14].

3.14.2.3. Generación de impulsos. Se generan uno o más impulsos nerviosos cuando un potencial graduado alcanza un valor de umbral. Estos impulsos se propagan hacia el Sistema Nervioso Central (SNC) [14].

3.14.2.4. Integración de los impulsos sensoriales. Una región específica del SNC recibe e integra los impulsos sensoriales [14].

3.14.3. Tipos de receptores sensoriales. Una manera de clasificar los receptores sensoriales es por su localización y el origen de los estímulos que los activan [14].

3.14.3.1. Los exteroceptores. Están ubicados en la superficie externa del cuerpo o cerca de ésta. Este tipo de receptores son sensibles a estímulos que se originan afuera del organismo y proporcionan información acerca del entorno. Las sensaciones que detectan son las auditivas, visuales, olfatorias, gustativas, táctiles, de presión, vibratorias, de temperatura y de dolor [14].

3.14.3.2. Los interoceptores. Se encuentran en casos sanguíneos vísceras, músculos y sistema nervioso. Estos, al contrario de los exteroceptores y como indica su nombre, vigilan el estado del medio ambiente interno, *i.e.* dentro del organismo [14].

3.14.3.3. Los propioceptores. Se encuentran en músculos, tendones, articulaciones y oído interno. Estos proporcionan información acerca de la posición corporal, de la tensión y posición muscular y del movimiento y posición de las articulaciones [14].

3.14.4. Sensaciones somáticas.

3.14.4.1. Sensaciones táctiles. Las sensaciones táctiles son: el tacto, la de presión, de la vibración, la comezón y cosquillas [14].

El tacto burdo es la capacidad para percibir que algo tuvo contacto con la piel. Este no permite saber la localización del contacto, forma, tamaño o textura del objeto. El que proporciona esta información específica se conoce como tacto discriminativo [14].

La presión es una sensación sostenida que se da en un área más grande que el tacto. Las sensaciones de vibración se deben a impulsos sensoriales que se repiten con rapidez. Estos impulsos provienen de receptores táctiles distintos, unos que detectan vibraciones de baja frecuencia y otros de alta [14].

La comezón es una sensación que resulta de estimulación de ciertos compuestos a terminaciones nerviosas libres. Las cosquillas están mediadas por terminaciones nerviosas libres y corpúsculos de Pacini. Se considera que esta es la única sensación que un ser no puede provocar en sí mismo y se desconoce por qué ocurren [14].

3.14.4.2. Sensaciones térmicas. Se perciben dos tipos de sensaciones térmicas, el frío y el calor. Los termorreceptores son terminaciones nerviosas libres con un campo receptivo de 1mm [14].

3.14.4.3. Sensaciones de dolor. El dolor desempeña una función protectora, indispensable para la supervivencia. Éste indica la presencia de factores nocivos, que producen daños en los tejidos [14].

3.14.4.4. Sensaciones Propioceptivas. Este tipo de sensaciones informan acerca del grado de contracción muscular, la magnitud de la tensión presente en los tendones, la posición de las articulaciones y, finalmente, informan sobre la orientación de la cabeza en relación al suelo y durante los movimientos. Además, los datos incluyen la velocidad con la que se hacen los movimientos de una parte corporal con respecto a las otras. Es esta característica especial la que hace que los seres humanos sean capaces de realizar una vasta cantidad de tareas básicas, como lo es caminar [14].

Las sensaciones propioceptivas permiten calcular el peso de los objetos y determinar el esfuerzo muscular necesario para realizar una tarea. El ejemplo más común es el levantar una bolsa. El ser humano, de inmediato se da cuenta de qué tan pesado es lo que contiene, si son esponjas livianas o piedras pesadas. Ya con este conocimiento, se efectúa únicamente el esfuerzo necesario para levantar dicha bolsa [14].

Las fibras sensoriales relacionadas con los músculos se clasifican según el diámetro del axón en cuatro grupos principales I, II, III, IV, en donde el I es el de máximo diámetro y IV el de mínimo. Además, se adicionan letras para designar subgrupos [14].

Tabla 5. Receptores de sensaciones somáticas [14].

Tipo de receptor	Estructura y localización de los receptores	Sensaciones	Velocidad de adaptación
<i>Receptores táctiles</i>			
Corpúsculos de Meissner	Cápsula que rodea a una masa de dendritas en las papilas dérmicas de la piel.	Tacto, presión y vibraciones lentas.	Rápida.
Plexos de la raíz del pelo	Terminaciones nerviosas libres que rodean a folículos pilosos en la piel.	Tacto.	Rápida.
Mecanorreceptores cutáneos tipo I (discos de Merkel)	Terminaciones nerviosas libres en forma de plato que tienen contacto con las células de Merkel en la epidermis.	Tacto y Presión.	Lenta.
Mecanorreceptores cutáneos tipo II (corpúsculos de Pacini)	Cápsula alargada que rodea dendritas en capas profundas de la dermis y en los ligamentos y tendones.	Estiramiento de la piel.	Lenta.
Corpúsculos de Pacini	Cápsula oval en capas que envuelve dendritas; presente en el tejido subcutáneo, submucosa, articulaciones, periostio y algunas vísceras.	Presión, vibraciones rápidas y cosquillas.	Rápida.
Receptores de comezón y cosquillas	Terminaciones nerviosas libres y corpúsculos de Pacini en la piel y mucosas.	Comezón y cosquillas.	Lenta y rápida.
<i>Termorreceptores</i>			
Receptores de calor y receptores de frío	Terminaciones nerviosas libres en la piel y las mucosas bucal, vaginal y anal.	Calor o frío.	Rápida inicialmente y después lenta.
<i>Receptores de dolor</i>			
Nociceptores	Terminaciones nerviosas libres en la piel y las mucosas bucal, vaginal y anal.	Dolor.	Lenta.
<i>Propioceptores</i>			
Husos musculares	Dendritas de tipos Ia y II envueltas alrededor de área central de las fibras musculares intrafusales encapsuladas en numerosos músculos esqueléticos.	Longitud de los músculos.	Lenta.
Órganos tendinosos	Cápsula que envuelve fibras de colágena y de dendritas de fibras tipo Ib en la unión de tendones y músculos.	Tensión muscular.	Lenta.
Receptores cinestésicos articulares	Corpúsculos de Pacini y de Ruffini, órganos tendinosos y terminaciones nerviosas libres.	Posición y movimientos articulares.	Rápida.

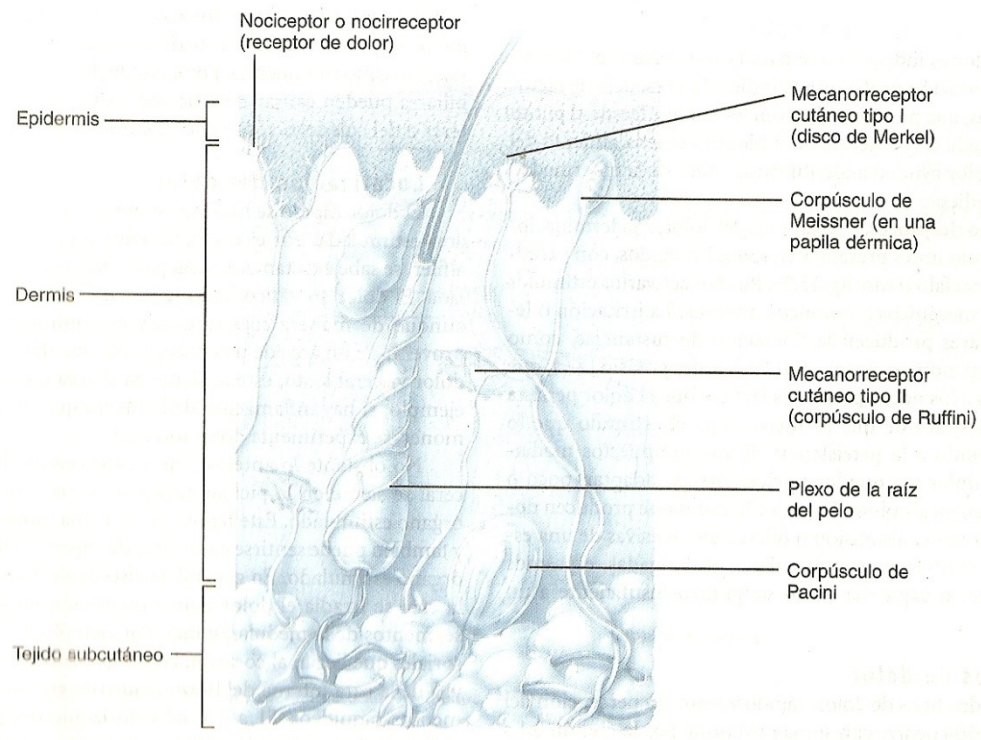


Figura 34. Estructura y localización de receptores sensoriales en la piel y tejido subcutáneo [14].

3.15. Sistema sensorial de Cyberhand.

El objetivo de este proyecto es el desarrollo de una prótesis cibernética que replique lo mejor posible las capacidades senso-motoras de una mano natural. La mano protésica de Cyberhand se compone de varios módulos, un dispositivo biomecatrónico con sus actuadores, un dispositivo de transducción que decodifica las intenciones del paciente, un sistema sensorial, un sistema de control, y una o más baterías [39].

Los creadores de esta prótesis encontraron en encuestas, realizadas a personas con amputaciones de extremidades superiores, que del 30 al 50% no utilizan su prótesis de manera regular. Las tres mayores razones de esto eran la baja funcionalidad, la falta de cosmética y el pobre control. Las prótesis comerciales están equipadas con pocos sensores, usualmente con un sensor en el pulgar y galgas de tensión para el sistema de

transmisión que se utilizan para regular la fuerza de agarre y para proteger al dispositivo [39].

El sistema sensorial de esta mano posee dos funciones generales. Primero, debe proveer señales de entrada para el lazo de control en la fase de agarre. Este sistema de control de bajo nivel debe incrementar la fuerza de agarre en cuanto se detecte un resbalamiento del objeto, debe replicar la reacción natural del usuario sin requerir su atención y un esfuerzo específico. Segundo, el sistema sensorial debe generar señales sensoriales para ser transmitidas al usuario a través de una interfaz neuronal adecuada [39].

El sistema sensorial artificial creado para Cyberhand fue organizado en dos subsistemas; el subsistema propioceptivo y el subsistema exteroceptivo. Estos subsistemas cumplen las mismas funciones en la mano artificial como en una mano de un ser humano saludable [3] [39].

3.15.1. Subsistema propioceptivo. El posicionamiento de las uniones de la mano es obtenido por sensores de ángulo en las mismas. La información que estos dan permite conocer la postura de la mano y la forma aproximada del objeto agarrado. Estos sensores de ángulo están basados en mecanismos de efecto Hall. Para conocer la posición de los dedos, se utilizan codificadores magnéticos. Estos se encuentran integrados a los motores y son utilizados para controlar la posición de los motores. Por último para conocer la fuerza que están aplicando los actuadores, se colocaron sensores de tensión en los cables que mueven los dedos [3] [39].

3.15.2. Subsistema exteroceptivo. El subsistema exteroceptivo está compuesto de varios tipos de sensores con el objetivo de emular la funcionalidad de los sensores de tacto de la piel humana. Los sensores que utilizaron se seleccionaron considerando la función de los sensores biológicos y la tecnología y materiales que pueden ser integrados en un diseño mecatrónico [3].

3.15.2.1. Sensores de contacto. El primer tipo de sensor es una capa flexible con sensores de contacto para cubrir la mano. Los arreglos de sensores de encendido y apagado son colocados como una piel externa con el propósito de obtener información de contacto con objetos. Estos fueron diseñados para emular los sensores mecanorreceptores de la mano humana [3].

Los sensores de contacto flexibles se obtuvieron de una hoja de pyralux, la cual consiste en una hoja de kapton de $127\mu\text{m}$ de grueso con una capa de cobre de $35\mu\text{m}$ de un lado. Los sensores se obtuvieron de colocar dos capas de pyralux con una capa de poliuterano de 2mm de grosor en medio de las dos capas. Esta capa de poliuterano permite que la capa de kapton regrese a su posición original una vez la fuerza haya sido removida [40].

La hoja de pylalux fue sometida a un proceso de fotolitografía para obtener los puntos de contactos para las matrices. Se hicieron dos versiones de este tipo de sensor. La primera versión los electrodos fueron conectados en columnas, lo que les daba 8 áreas longitudinales que eran sensibles. Esta versión hacía que el alambrado fuera sencillo, pero no permitía la distinción de dos objetos que hacían contacto con la falange en la dirección vertical. La segunda versión, y con la cual se quedaron, consiste en una matriz de 8×3 [40].

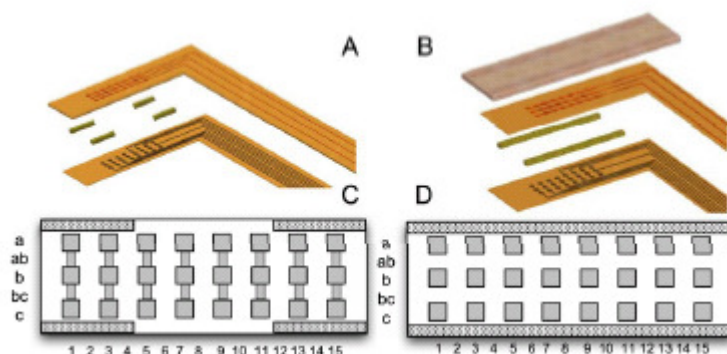


Figura 35. Prototipos de sensores de contacto de Cyberhand. A y C primera versión de 8×1 . B y D versión final de 8×3 [40].

3.15.2.2. Sensores de fuerza triaxiales. Estos se encuentran integrados en las puntas de los dedos. Fueron diseñado para detectar los tres componentes de la fuerza que ocurre entre un dedo y el objeto. La estructura mecánica de este sensor está hecha de una aleación de aluminio elástico. Para detectar los tres componentes de una fuerza aplicada, una galga de tensión fue adherida a la base de cada una de las ataduras del sensor. Tal sensor puede usarse para detectar un resbalamiento en un dedo, así como contacto. Se utilizaron tres galgas de tensión adicionales para compensaciones por temperatura [3] [40].

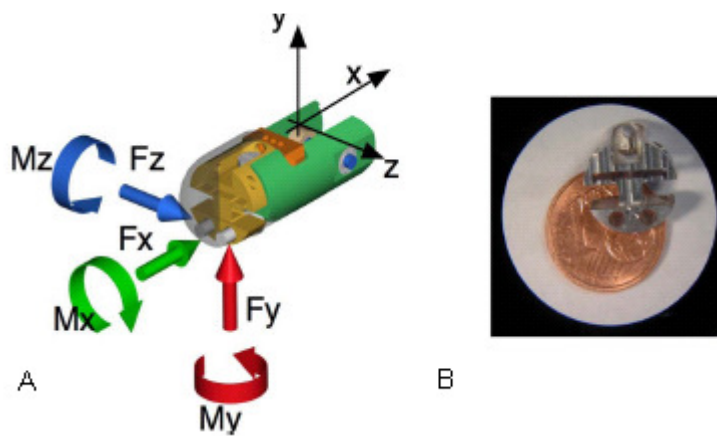


Figura 36. Sensores de fuerza triaxiales de Cyberhand. A diseño del sensor. B comparación del tamaño del sensor[40].

3.15.2.3. Sistema de microsensors táctiles suave y flexible (SCTM por sus siglas en ingles). Es una capa de piel flexible con micro sensores de fuerza 3D dentro de ella. Su función es medir la distribución de la fuerza en las puntas de los dedos. Es altamente sensible, con un tiempo de respuesta de 7ms [3], [40].

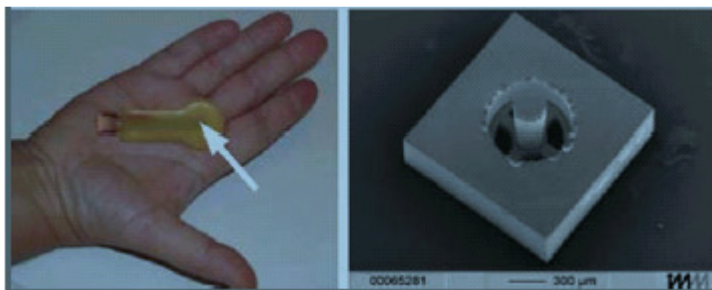


Figura 37. Sistema de microsensors táctiles de Cyberhand. A la izquierda se muestra la piel; a la derecha el microsensor que se inserto en la piel (escala 300 μm)[3].

3.16. Sistema sensorial de Southampton Remedi Hand.

Los investigadores de la Universidad de Southampton buscan resolver el problema que tienen la mayoría de dispositivos prostéticos, que es la falta de control de retroalimentación. En caso de una prótesis de una mano la única retroalimentación que tiene el usuario está dada en una forma visual. Como el usuario no es capaz de monitorear la fuerza del agarre, no puede estar seguro de si esta sujetando al objeto con la fuerza adecuada y por lo tanto, puede no darse cuenta que el objeto se le está resbalando [41].

Para escoger el material para construir los sensores del sistema, se debió identificar cuál era la mejor tecnología de fabricación para sensores en una prótesis de una mano, verificar que las características electrónicas variarían poco con cambios en la temperatura, revisar que fuera preciso y exacto, entre otros aspectos que se encuentran listados en la tabla 6. En trabajos anteriores, se ha identificado que las películas gruesas son una técnica de fabricación adecuada para diseñar sensores de fuerza precisos a bajo costo [41].

Tabla 6. Especificaciones para un sensor de fuerza en una mano protésica [41].

Soporte fuerzas de hasta 100N	No sea susceptible a interferencia EM
Alta sensibilidad a fuerzas pequeñas	Resistente a fuerzas de impacto grandes
Fuente de poder integral	Robusto
Bajo peso	Periodo de servicio de 6 meses
Bajo costo	Simplicidad en construcción y montaje
Baja histéresis	De área pequeña. No más de 100mm ²
Bajo consumo de potencia	Delgados en profundidad para poder montarlos en los dedos y en la palma.

Un sensor que detecte el resbalado de un objeto se utiliza como parte de un sistema de control para ajustar automáticamente la fuerza que se le aplica a un objeto si éste se empieza a resbalar. Esto no elimina la necesidad del usuario de vigilar el objeto que está sosteniendo, sino que también reduce la necesidad de aplicar fuerzas muy grandes al objeto. Aunque a la fecha no se tienen verdaderos sensores de resbalado en cualquier

mano disponible comercialmente, la idea de incluirlos en el diseño puede ser rastreada a los 1960s [42].

En la industria existen varios dispositivos para la detección de resbalado, sin embargo la mayoría de estas soluciones no son apropiadas para utilizarlas en una prótesis de una mano debido a la apariencia, a la necesidad de bajo peso y de bajo consumo de potencia. Para crear el sistema de detección de resbalado, utilizaron dos tipos de sensores de fuerza, uno estático para tener una medida absoluta de la fuerza aplicada, y uno dinámico utilizado para detectar el inicio del resbalado [41][42].

Cuando la mano rodea un objeto, ambos tipos de sensores, los estáticos y los dinámicos, detectan el momento de contacto inicial. Conforme la mano se sigue cerrando, los sensores estáticos de fuerza miden directamente la fuerza que se le está aplicando al objeto. Medir de una manera continua las fuerzas de agarre, permite que se pueda decidir cuándo dejar de cerrar la mano [41].

Si el objeto se empieza a resbalar del agarre de la mano, las vibraciones producidas por la fricción son detectadas por los sensores de fuerza dinámicos. Esta información se utiliza para reactivar los motores de la mano e incrementar la fuerza de agarre, la cual se monitorea por los sensores de fuerza estáticos [41].

3.16.1. Sensores de fuerza estáticos. Los sensores de fuerza estáticos explotan las propiedades de pastas de películas gruesas que están disponibles comercialmente. Estas pastas forman resistores eléctricos que exhiben un cambio en su resistencia que es proporcional a la tensión aplicada [41].

El sensor se localiza en la base de la punta del dedo y consiste en cuatro resistores individuales de película gruesa (R1, R2, R3 y R4), colocados en un circuito de medio puente. Esto quiere decir que dos de los cuatro resistores están localizados en la posición teórica de máxima tensión (R2 y R4) y los dos restantes están en la posición de cero tensión (R1 y R3) y actúan como componentes pasivos del circuito. Los resistores

pasivos también están posicionados cerca de los resistores activos para que todos experimenten la misma temperatura local y así se obtenga una compensación de temperatura más exacta [41] [43].

Un problema potencial con el diseño de este sensor es la inhabilidad de distinguir dos fuerzas distintas que hacen contacto con la estructura desde dos diferentes posiciones. Por ejemplo, el sensor no puede distinguir entre una fuerza de 50N localizada en la punta del dedo y una fuerza de 100N aplicada en el centro de la punta del dedo. Esto se debe a que las dos fuerzas aplican la misma tensión al sensor [43].

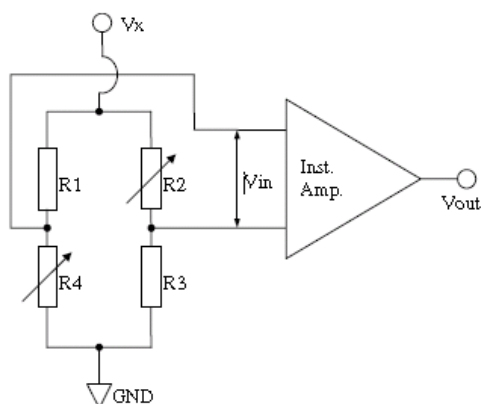


Figura 38. Circuito de medio puente de resistencias de películas gruesas para la medición de fuerzas estáticas de Southampton Remedi Hand [43].

3.16.2. Sensores de fuerza dinámicos. Los sensores de fuerza dinámicos son esencialmente sensores que detectan vibraciones y están fabricados de PZT (titanato zirconato de plomo), un material piezoeléctrico que genera carga eléctrica cuando se deforma mecánicamente su superficie. Cada uno de estos sensores cubren una gran parte del área de la punta del dedo y son utilizados para detectar cualquier variación rápida en la fuerza sobre la superficie del dedo, o cualquier vibración que es la indicación de que el sensor se está resbalando del agarre [41] [43].

3.16.3. Sensores de temperatura. Información sobre la temperatura del objeto que se está sujetando también puede ser obtenida utilizando resistores de película gruesa, o termistores. Al monitorear la resistencia de este elemento se puede inferir la temperatura local [41].

Agarrar un objeto muy caliente activa un sensor de temperatura en la mano de una persona, esto provoca que la persona suelte rápidamente el objeto como reflejo. Psicológicamente este reflejo es crucial para prevenir daños a los tejidos. Este tipo de reflejo puede incorporarse a una mano artificial por medio de sensores de temperatura. Un sensor de temperatura también puede utilizarse para compensar cualquier variación en el desempeño de otros sensores y dispositivos electrónicos, y de esa manera permitir que la mano funcione adecuadamente en condiciones donde la variación de temperatura puede ser extrema [44].

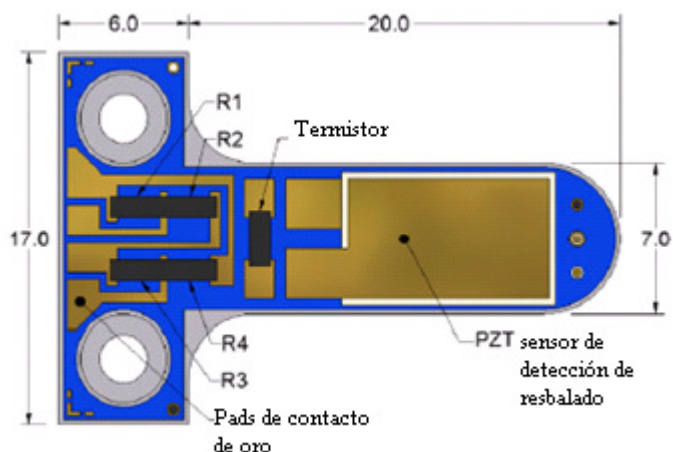


Figura 39. Diseño de la configuración del sistema sensorial de Southampton Remedi Hand. Figura traducida de [43].

3.17. Materiales de películas delgadas.

Las películas sólidas delgadas han sido utilizadas en varios sistemas y han sido adaptadas para realizar una gran variedad de funciones. Entre las aplicaciones para las que se usan, se encuentran: el desarrollo de circuitos electrónicos miniatura altamente

integrados, como protectores superficiales para elementos en ambientes de alta temperatura. También se utilizan como tratamiento de superficies para extender la vida útil de componentes que están regularmente expuestos a fricción, y por lo tanto, a desgaste, y como parte integral de muchos sistemas micro-electromecánicos (MEMS), los cuales están diseñados para servir como actuadores o como sensores [45].

Entre los sensores de películas delgadas están las piezoeléctricas o piezoresistivas que al ser depositadas en una galleta de silicón pueden ser utilizadas para detectar de manera electrónica la deflexión de la membrana que sucede como respuesta a una presión aplicada a la superficie del material [45].

3.17.1. Clasificación de configuraciones de películas delgadas. Las películas delgadas se clasifican dependiendo de sus configuraciones. Se dice que una estructura de un alcance pequeño en una dirección (z) en comparación con su alcance en las otras dos direcciones (x,y) se nombra película delgada. El alcance pequeño debe ser como mínimo 20 veces menor al alcance en las otras dos direcciones. Comúnmente la dimensión pequeña es cientos de veces menor a las otras [45].

Una estructura que tiene alcances pequeños en dos direcciones (y,z) en comparación con su alcance en la tercera dirección (x) se conoce como línea o alambre. Por último, una estructura con alcance pequeño en las tres direcciones, en comparación con su alrededor es una isla o punto [45].

3.17.2. Clasificación de grados de restricción de deformación. Los grados de restricción de deformación también son clasificables. Se dice que una estructura pequeña es del tipo “sin restricción” si los límites asociados con sus dimensiones delgadas son libres para moverse sin restricción. Por otro lado, se dice que está “completamente restringido” si todos sus límites asociados con sus dimensiones pequeñas están restringidos contra la deformación. Finalmente, una estructura dice estar “parcialmente restringida” si el desplazamiento de sus límites asociados con alguna dirección de alcance pequeño, pero no todas, no está restringido [45].

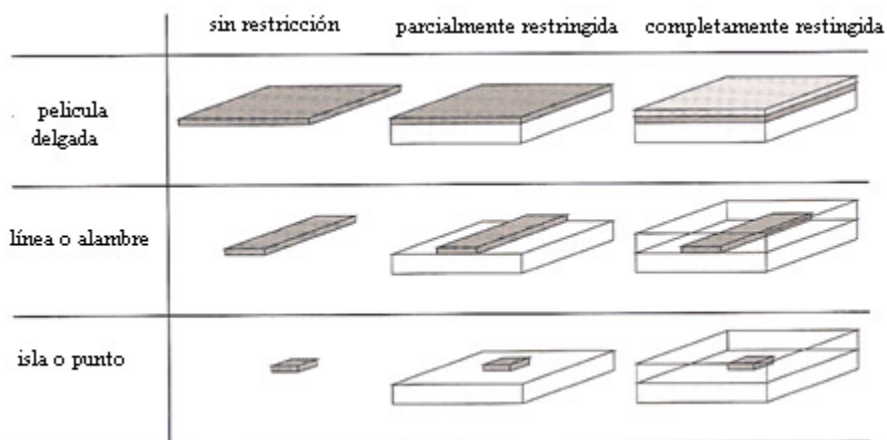


Figura 40. Clasificación de la configuración y de los grados de restricción de películas delgadas. Figura traducida de [45].

3.17.3. Procesamiento de estructuras microelectrónicas. El procesamiento de estructuras microelectrónicas consiste en características y patrones finos en películas delgadas. El proceso más conocido y más común es el de litografía. La fabricación de dispositivos microelectrónicos emplea litografía para transferir un patrón a la superficie de un sustrato, como una galleta de silicio [45].

En esta técnica, la superficie de la galleta de silicio se oxida, a temperaturas entre 800-1200°C en vapor o con oxígeno seco. Esto se hace para formar una capa delgada de óxido de silicio. Luego, una película delgada de un polímero fotorresistente es depositado en la capa con óxido. El material fotorresistente es sensible a radiación ultravioleta, pero resistente a químicos. Seguidamente se coloca una fotomáscara, la cual consiste en un plato de vidrio con un patrón metálico, encima del material fotorresistente. Con la máscara colocada, se expone la superficie superior del material a radiación ultravioleta. El vidrio en la máscara es transparente para la luz ultravioleta, lo cual permite que sea transmitida al material. La parte metálica de la máscara bloquea la radiación de ser transmitida al material fotorresistente [45].

Hay dos tipos de material fotorresistente, el positivo y el negativo. El material fotorresistente positivo se debilita por la reacción química inducida por la luz ultravioleta en secciones de la superficie que no están protegidos por el patrón metálico. Luego, estas partes debilitadas son removidas por una solución química que, como se mencionó previamente, no afecta al polímero que no fue debilitado [45].

Seguidamente la capa expuesta de óxido de silicio, es decir la región que no está cubierta por la fotomáscara, se remueve por una ácido como el ácido hidrofúorídrico, el cual ataca el óxido, pero no el material fotorresistente. Una vez se remueve el óxido, el material fotorresistente que queda se retira, dejando el substrato de silicio descubierto con patrones de óxido que reproducen el patrón de la parte metálica de la fotomáscara [45].

Similarmente, el material fotorresistivo negativo depositado en la capa oxidada se vuelve más fuerte cuando se expone a luz ultravioleta, y la solución de revelado remueve áreas del material fotorresistivo que no fueron expuestas a la luz ultravioleta. En este caso, el material fotorresistivo revela una imagen negativa a la imagen del patrón en el metal de la fotomáscara [45].

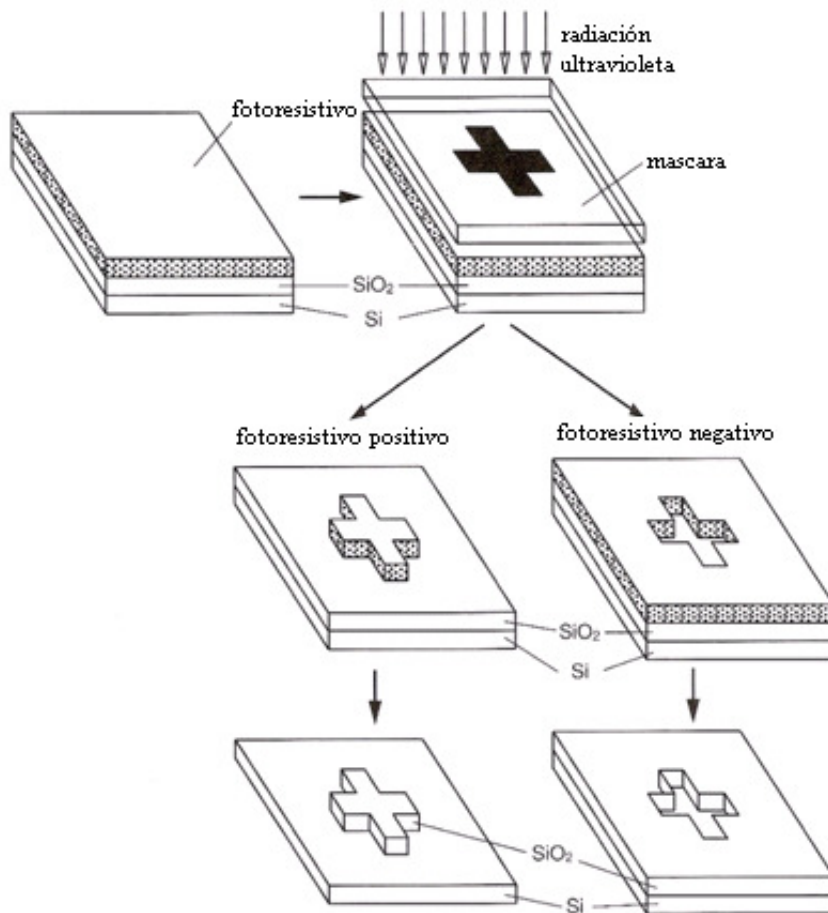


Figura 41. Proceso de fotolitografía para fotorresistencias positivas y negativas. Figura traducida de [45].

3.17.4. Procesamiento de estructuras micro-electromecánicas (MEMS). Sistemas micro-electromecánicos, los cuales son dispositivos miniatura con funciones mecánicas y electrónicas integradas, son diseñados para ser utilizados en muchas aplicaciones como interruptores ópticos, sensores, actuadores, componentes biomédicos, reactores químicos, potenciadores de sistemas y productos de consumidores. Los métodos de procesamiento para MEMS pueden ser generalmente clasificados en una combinación de tres grupos básicos:

3.17.4.1. Micro-maquinación en bulto. El proceso de fabricar partes mecánicas muy pequeñas grabando pastillas de silicio, u otros materiales, es llamado micro-maquinación en bulto. Generalmente, el grabado se refiere a cualquier proceso en

el cual el material se remueve de una pieza siendo disuelto o erosionado de su superficie [45].

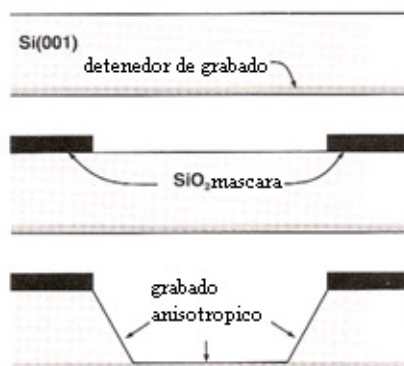


Figura 42. Micro-maquinación en bulto. Figura traducida de [45].

3.17.4.2. Micro maquinación de superficie. Mientras que la micro-maquinación en bulto de estructuras MEMS comprende remover material de una pieza hasta que la forma deseada es lograda, la micro-maquinación de superficie envuelve la adición de características de películas delgadas planas a una superficie de substrato para construir la estructura. Se hace usualmente con litografía. Una ventaja significativa de micro-maquinación de superficie es que ya tienen integrados elementos de circuitos microelectrónicos [45].

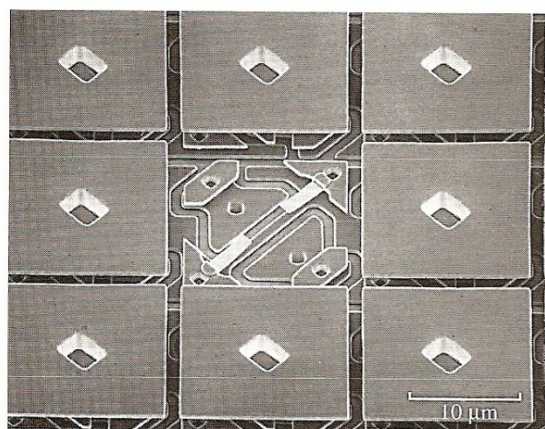


Figura 43. Micro-maquinación de superficie [45].

3.17.4.3. Proceso de moldeo. Otro enfoque para crear pequeños componentes mecánicos de un dispositivo es depositar el material dentro de un molde

micro-fabricado. El proceso envuelve la creación de un molde de polímero por medio de litografía. Luego, un metal es electro-chapado para llenar las cavidades del molde [45].

3.17.5. Orígenes de estrés de película. En general, estrés residual se refiere a la distribución interna de estrés presente en un sistema material cuando no se aplica ningún tipo de tracción a todos los límites externos del sistema. Prácticamente cualquier película delgada dentro de un material de múltiples capas soporta algún tipo de estrés residual. Este estrés se da sobre una escala que depende del orden de grosor de la película. La presencia de estrés residual implica que si la película fuera liberada de la restricción del substrato o una lámina individual sería liberada de la restricción de sus capas vecinas, cambiarían las dimensiones inter planeares y/o se volvería curva [45].

3.17.5.1. Clasificación de estrés de película. Los tipos de estrés de película son usualmente divididos en dos amplias categorías. Una categoría es estrés de crecimiento, que son las distribuciones de estrés presentes en películas luego del crecimiento en substratos o capas adyacentes. Estrés de crecimiento son altamente dependientes de los materiales involucrados, así como la temperatura del substrato durante la deposición. Son comúnmente llamados estrés intrínsecos [45][46].

La segunda categoría de estrés de película representa las condiciones de estrés que son causadas por el ambiente físico del material de película seguido de su crecimiento. Estos son llamados estrés extrínsecos. En muchos casos estos tipos de estrés se dan sólo cuando la película está unida a un substrato. Este tipo de estrés puede surgir por una gran cantidad de efectos físicos, entre estos están:

- Cambio de temperatura con una diferencia de coeficientes de expansión termal entre elementos unidos.
- Piezoeléctricos o respuesta electrostrictiva a un campo eléctrico.
- Electroestático o fuerzas magnéticas.
- Fuerzas gravitacionales o inerciales.
- Electro-migración.

- Reacciones químicas.
- Transformación de fases inducidas por estrés.
- Deformación plástica [45][46].

3.18. Películas gruesas.

Una tecnología de circuitos que emergió después de la Segunda Guerra Mundial envolvía impresión de pantallas para depositar conductores, aislantes y resistores. Los patrones que resultaban eran de $25\mu\text{m}$, que en comparación con las películas delgadas de $0.1\mu\text{m}$, eran considerados gruesos. De allí provino el nombre “películas gruesas”. Los materiales que se utilizaban para producir en masa estas películas gruesas estaban basados en cerámica. El material común para el conductor era una cerámica-metal llamada cermentos [47].

La tecnología de películas gruesas es , en sí un método de fabricación de circuitos por adición. Consiste en aplicar, por medio de impresiones y secando, una sucesión de capas a un sustrato. Cada capa es depositada con una tinta específica y la manera más común de deposición es la impresión de pantallas. Las tintas de impresión de pantalla son pastas viscosas que contienen el material funcional [48].

Conforme transcurrió el tiempo, se empezaron a utilizar pastas basadas en polímeros para la circuitería, a esto se le dio el nombre de películas gruesas de polímeros (PTF por sus siglas en inglés). PTF es una tecnología en donde polímeros son selectivamente aplicados a un sustrato o a un circuito existente para producir las características eléctricas deseadas. Casi todos los polímeros utilizados en PTF son materiales sintéticos diseñados para proveer las características correctas para las tintas de impresión, para los adhesivos y los encapsulados. Las simples tintas conductivas, resistores, dieléctricos y adhesivos utilizados en PTF son mezclas complicadas de ingredientes personalizados [47].

La mayor parte de la superficie de un circuito de película gruesa constituye en diferentes tipos de conductores. Estos, aparte de asegurar la transmisión de poder y de señales, interconectan dos niveles, *i.e.* vías, funcionan como terminaciones de resistores y como interconexiones con el exterior. Los dieléctricos aseguran una separación eléctrica entre varias capas de la película [48].

La pasta resistiva está compuesta de una mezcla de partículas aislantes y conductivas. La microestructura de un resistor de película gruesa que se forma durante el proceso es compleja. Debido a que las partículas de los materiales conductores y los aislantes son diferentes, los granos conductivos (que son de menor tamaño) ocupan las regiones angostas entre las grandes zonas aislantes y, por lo tanto, tienden a formar la estructura filamentaria expandida del resistor. Las películas gruesas tienen una capa de sobrebarnizado que sirve para protegerlas de efectos externos como son: la humedad, la oxidación, etc. Por último, tienen una capa de barniz de sellado que se utiliza para ensamblar dos piezas en una forma mecánica estable y sellar herméticamente las cavidades que hayan [48].

Aparte de aplicaciones puramente electrónicas, la tecnología de películas gruesas también se aplica al campo de los sensores. Los resistores de este tipo presentan una respuesta piezoresistiva muy grande y por esto son ampliamente utilizados como sensores mecánicos [48].

3.19. Materiales piezoeléctricos.

La piezoelectricidad es un fenómeno físico exhibido por cristales que son neutrales eléctricamente, pero que en su estructura de cristal no tienen un centro de simetría reflectiva. La propiedad esencial de una simetría de punto reflectivo es que por cada posición atómica en la estructura cristalina, hay una posición atómica equivalente en un punto que está directamente opuesto al primero con respecto al punto de simetría. Este segundo punto está a la misma distancia del punto de simetría que el primero [45] [49].

La palabra piezo viene del griego “presión”. Cuando un estrés se aplica a un cristal de este tipo, éste puede polarizarse eléctricamente como resultado del cambio de separación en un nivel atómico, dejando cargas netas desbalanceadas, con signos opuestos en caras opuestas del cristal [45] [49] [50].

El desarrollo de materiales piezoeléctricos, sus componentes y sus aplicaciones son determinados por los resultados de investigaciones de materiales aislantes y dieléctricos. Las propiedades físicas más importantes de estos materiales han sido conocidas por mucho tiempo [51].

3.19.1. Definiciones de parámetros importantes.

3.19.1.1. Permitividad (ϵ): es una medida para verificar cuánto se puede polarizar un material. La direccionalidad de la permitividad se expresa en componentes de tensores [51].

3.19.1.2. Constante de carga piezoeléctrica (d_i): la carga piezoeléctrica o constante de tensión d es una medida de la carga eléctrica inducida en respuesta a un estrés mecánico, o la tensión mecánica que se puede lograr cuando se aplica un campo eléctrico[51].

3.19.1.3. Constante de voltaje piezoeléctrico g_i : define la proporción de fuerza de campo eléctrico E con la tensión mecánica efectiva T . Si se divide la d_i respectiva por la permitividad correspondiente, se obtiene la constante g_i correspondiente [51].

3.19.1.4. Constante elástica (s_i): es una medida de la proporción de la deformación relativa S con el estrés mecánico T . Debido a que ésta depende de la interacción de energía mecánica y eléctrica, las condiciones de límites eléctricos deben tomarse en cuenta. El módulo de Young es el recíproco de esta constante [51].

3.19.2. Materiales piezocerámicos. Los materiales piezoeléctricos cerámicos pertenecen al grupo de materiales ferroeléctricos. Desde un punto cristalográfico, estos materiales piezoeléctricos exhiben lo que es conocido como una estructura Perovskita. Esto aplica a una serie de compuestos con tres tipos de átomos con fórmula general ABC_3 . La mayoría de piezocerámicas en uso actualmente, se sintetizan por los óxidos de plomo, titanio y zirconio ($PbTiO_3$ - $PbZrO_3$), pero el $BaTiO_3$ también se utiliza [51].

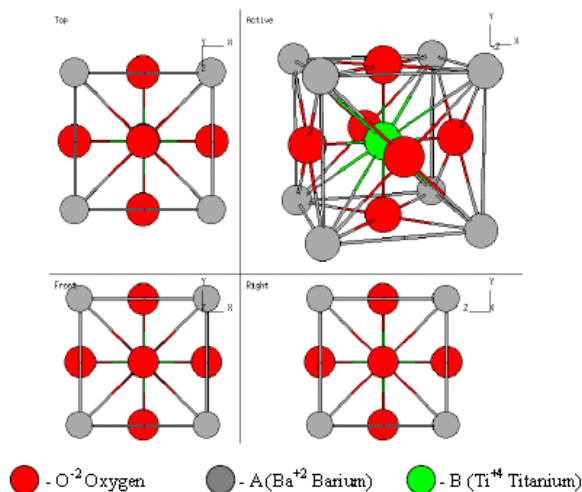


Figura 44.. Estructura Perovskita [51].

La mayoría de materiales piezoeléctricos cerámicos se basan en Zirconato Titanato de Plomo (PZT) y Titanato de Bario modificado, hecho a la medida para diversas aplicaciones. Dopajes especiales de estas cerámicas PZT como iones de Ni, Bi, Sb, Nb etc., hacen posible ajustar parámetros piezoeléctricos y dieléctricos individuales como sean requeridos [51].

Los materiales piezocerámicos se dividen usualmente en dos grupos: cerámicas PZT “suaves” y “duras”. Estos calificativos se refieren a las propiedades ferroeléctricas, es decir, a la movilidad de dipolos y, por lo tanto, también a la polarización y de polarización [51].

Las películas piezocerámicas “suaves” son caracterizadas por un dominio de alta movilidad y una resultante fácil polarización. En contraste, los materiales “duros”

pueden ser sujetos a altos estreses eléctricos y mecánicos. La estabilidad de sus propiedades los destina a aplicaciones de alto poder [51].

El campo más importante en aplicaciones de las cerámicas piezoeléctricas suaves son actuadores por micro y nano posicionamiento, sensores y aplicaciones electro-acústicas. Las ventajas de los materiales PZT “suaves” se deben al alto piezo-modulo, una moderadamente alta permitividad y altos coeficientes de acoplaje [51].

Las aplicaciones más importantes de los PZT “duros” son para la generación de ondas ultrasónicas de alta frecuencia. Las ventajas de estos materiales están en su moderada permitividad, altos factores Q y muy buena estabilidad bajo altas cargas mecánicas [51].

3.19.3. Películas piezoeléctricas. Como otros materiales ferroeléctricos, PVDF también es piroeléctrico, es decir, que produce carga eléctrica en respuesta a un cambio en la temperatura. PVDF absorbe energía infrarroja que tiene entre 7 y 20 μm de longitud de onda, lo que cubre el mismo espectro que el calor del cuerpo humano [50].

3.19.3.1. Propiedades de películas piezoeléctricas. Las películas piezoeléctricas son flexibles, bajas en peso y resistentes, y están disponibles en una alta variedad de grosores y áreas. Sus propiedades como transductor se pueden encontrar en la tabla 7 [50].

Tabla 7. Propiedades de las películas piezoeléctricas como transductores [50].

Amplio rango de frecuencias de 0.001 a 10^9 Hz.	Alta fuerza mecánica y resistencia a impactos.
Amplio rango dinámico 10^8 a 10^6 psi.	Elasticidad alta.
Baja impedancia acústica (cercano al agua, tejido humano y sistemas adhesivos).	Alta estabilidad, resistente a humedad, muchos químicos, oxidantes y radiación intensa nuclear y ultravioleta.
Puede fabricarse en diseños poco usuales.	Puede adherirse con pegamentos comerciales.
Alta salida de voltaje (10 veces mayor que piezocerámicas con la misma fuerza aplicada).	Alta fuerza dieléctrica (resiste campos de hasta $75\text{V}/\mu\text{m}$ en donde la mayoría de piezocerámicas se despolarizan).

Las piezo-películas tienen algunas limitaciones para ciertas aplicaciones. Es un transmisor electromagnético relativamente débil en comparación con la cerámica, particularmente en aplicaciones de baja frecuencia. Películas de copolímeros tienen temperaturas máximas de operación y/o almacenamiento de hasta 135°C, mientras que el PVDF no se recomienda usar y/o almacenar a temperaturas mayores a 100°C. Además, si los electrodos de la película están expuestos, los sensores pueden ser sensibles a radiación electromagnética. Las piezo-películas son adecuadas para aplicaciones que sensan tensión y requieren un ancho de banda grande y alta sensibilidad [50].

3.19.3.2. Conversión mecánica a eléctrica. La sensibilidad que tienen las piezo películas como un receptor de trabajo mecánico es muy buena. En el modo más simple, la película se comporta como una galga de tensión dinámica, excepto que no requiere fuente de poder externa y genera señales mayores a las de una galga de tensión de papel de estaño o de plata convencional después de amplificarla [50].

La naturaleza capacitiva de las películas piezoeléctricas implica que son susceptibles a interferencia electromagnética (EMI). Frecuencias no deseadas se pueden filtrar electrónicamente [50].

3.19.3.3. Películas piezoeléctricas como sensores de vibración. Como se mencionó anteriormente, los sensores piezoeléctricos producen carga cuando son deformados mecánicamente. Esta carga decae con un tiempo que depende de otros dispositivos electrónicos que se encuentren conectados a la película. Esto hace que los sensores piezoeléctricos sean candidatos ideales para detectar vibraciones, es decir, cambios de fuerza en la superficie de la película [52].

Trabajos recientes han utilizado sensores piezoeléctricos de PVDF para detectar un objeto resbalándose de una prótesis de extremidad superior. Este tipo de sensor tiene baja sensibilidad para la aplicación y viene en un formato de película, por lo que se debería adherir manualmente. Sensores de películas piezoeléctricas gruesas ofrecen alternativas

superiores para esta aplicación. Tienen mayor sensibilidad y la técnica de fabricación permite que los sensores puedan ser impresos en una superficie plana de la punta del dedo de la prótesis [52].

3.20. Resistencias sensoras de fuerza.

Las resistencias sensoras de fuerza (FSR por sus siglas en ingles) son dispositivos de polímero en películas gruesas (PTF) que exhiben un decrecimiento en la resistencia con un incremento en la fuerza aplicada a la superficie. La formulación de la tinta de PTF puede ser personalizada para la aplicación, es decir, para minimizar la saturación con una carga más grande. La resistencia sensora de fuerza es una excelente interfaz humano/maquina de bajo precio. Fue originalmente desarrollada para responder a pequeñas variaciones en instrumentos musicales electrónicos [53].

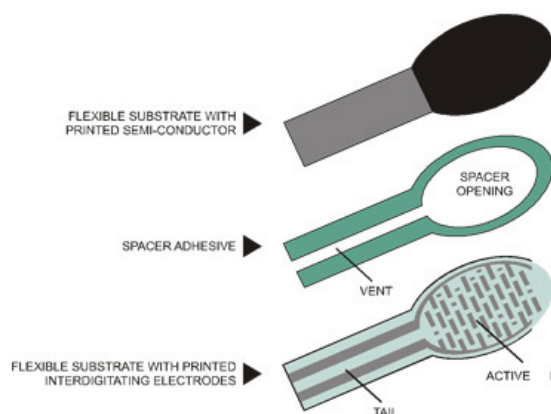


Figura 45. Estructura de las resistencias sensoras de fuerza [53].

Generalmente, la respuesta del FSR sigue aproximadamente una característica inversa de potencia, aproximadamente $1/R$. Se puede observar la respuesta de un típico FSR en la figura 46 [53].

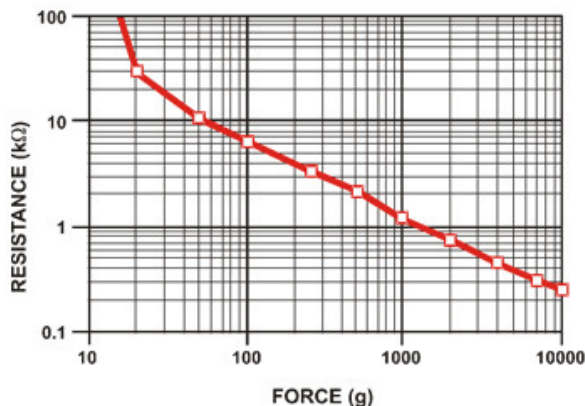


Figura 46. Respuesta fuerza vrs. Resistencia de un típico FSR [53].

En la parte de fuerza baja se puede observar el comportamiento como interruptor que tiene el material. Este umbral de encendido hace que la resistencia baje de un valor mayor a $100\text{k}\Omega$ a aproximadamente $10\text{k}\Omega$, el cual es el principio del rango en que el comportamiento está basado por una aproximación de potencia. En general, este umbral está determinado por el sustrato, su espesor y flexibilidad, así como el tamaño y la forma del actuador y el ancho entre los elementos conductivos de la película [53].

En el lado de fuerza alta del rango dinámico, la respuesta se desvía de la ley de potencia y eventualmente se satura en un punto y, aunque la fuerza aumente, la resistencia no decrecerá. Esta saturación se debe más a la presión que a la fuerza. Una presión de saturación de un FSR típico está entre 100 y 200 psi. Si se desea medir fuerzas mayores a la fuerza de saturación, esta puede ser medida esparciendo la fuerza en un área más grande, y de esta forma la presión de saturación permanece abajo del punto de saturación y la respuesta dinámica es mantenida. Esto también es cierto para su inverso [53].

Un simple circuito convertidor de corriente a voltaje da un voltaje de salida proporcional a la conductancia del FSR y es útil cuando la linealidad de la respuesta es deseada. El circuito más implementado para utilizar la salida de un FSR es un simple divisor de voltaje. De esta manera, el FSR puede utilizarse para medir la caída de voltaje a través de una resistencia [53].

Debido a que la operación del FSR depende de su deformación, éste funciona mejor cuando está adherido a una superficie firme y lisa. Montar los sensores en superficies curvas reduce el rango de medición. La solución es utilizar un sensor con un área activa menor, para reducir la deformación. Doblar la cola también afecta la respuesta debido a que se deforma el conducto de ventilación. Además, la cola es relativamente frágil. Si se dobla demasiado, los conductores se pueden romper dejando el sensor irreparable [53].

3.20.1. FSRs como sensores táctiles en un dedo sub-actuado. Se equipó un prototipo de un dedo denominado MARS con FSRs tres en la falange proximal, dos en el intermedio y tres en la distal para poder hacer pruebas experimentales en el control de la sensación del tacto de una mano sub-actuada [54].

Estos sensores tienen el propósito de dotar a los robots con el sentido del tacto y generalmente usan tecnología matricial. Dispositivos de este tipo tienen muchas aplicaciones en manos robóticas, como lo son: detección de resbalado, estimación de coeficiente de fricción, detección de vibraciones, estimación de geometría de contacto, mejora de estabilidad de agarre, entre otras [54].

Al usar FSR, el primer paso es traducir la variación de la resistencia del sensor a un voltaje que puede ser procesado. Se utilizó un circuito inversor con un amplificador operacional, el cual se puede observar en la figura 47 [54].

El circuito presenta dos rutas de retroalimentación con un interruptor análogo creado con un CMOS. Esto permite cambiar la ganancia del amplificador con dos valores predefinidos. Las tres falanges no tienen los mismos valores de resistencias, esto se debe a que los resultados de pruebas mostraron que la fuerza de contacto en la última falange del dedo siempre es mucho menor que la fuerza en la primera. Los valores de resistencias fueron escogidas para incrementar la sensibilidad de la última falange [54].

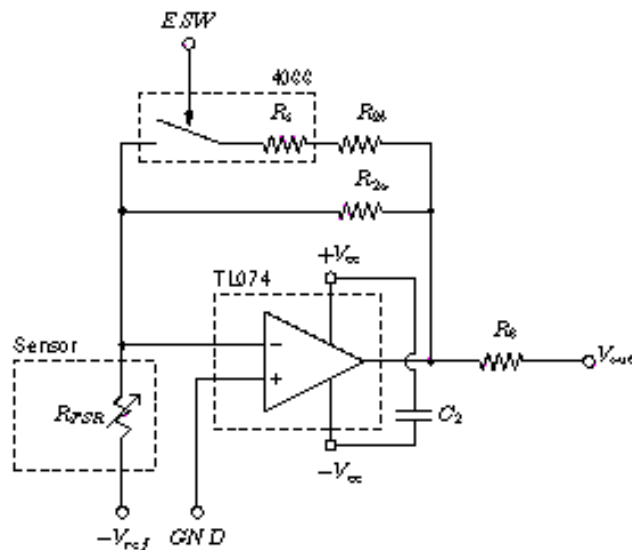


Figura 47. Circuito inversor con un amplificador operacional [54].

La detección de resbalado no debería ser posible con este tipo de sensores, ya que los FSR pueden medir únicamente fuerzas puras, no información tangencial. Sin embargo, se puede detectar resbalamiento experimentalmente. Se puede notar una variación significativa en el valor de la fuerza cuando ocurre el resbalamiento. Esta variación se da sin ningún movimiento del dedo, y no se ha solicitado alguna variación en el torque del actuador [54].

Por lo tanto, se tiene la situación donde un objeto inmóvil se agarra con un torque constante, pero el sensor detecta un rápido decremento en la fuerza aplicada. Este fenómeno puede explicarse únicamente de dos maneras: ocurrió una deformación en el objeto, o éste se resbaló. Ambos casos requieren diferente tipo de acción. Si el objeto se deforma, la fuerza de agarre debe disminuirse. Por el contrario, si el objeto se está resbalando, la fuerza de agarre se debe incrementar. Este dilema no se puede resolver sin conocimiento previo o información extra [54].

3.21. Sistemas de Control

Un sistema de control es una interconexión de componentes formando una configuración específica que va a proveer una respuesta deseada del sistema. La base para el análisis de un sistema es la que provee la teoría de sistemas lineales, que asume una relación de causa-efecto para los componentes. Por lo que, un componente o proceso puede ser representado por un bloque, como lo muestra la Figura 48. La relación entrada-salida representa la relación de causa-efecto del proceso, que al final representa procesar la señal de entrada para proveer una señal de salida variable [55].



Figura 48. Proceso a ser controlado

Los sistemas de control se clasifican en sistemas de lazo abierto y de lazo cerrado. La distinción la determina la acción de control, que es la que activa al sistema para producir la salida. Un sistema de lazo abierto utiliza un actuador para obtener la respuesta deseada y no tiene retroalimentación. En contraste, un sistema de lazo cerrado utiliza una medición adicional de la salida actual para comparar esta medición con el valor deseado de respuesta. La medición de la salida se llama señal de retroalimentación. Un sistema de control con retroalimentación tiende a mantener una relación prescrita de una variable de sistema a otra al comparar funciones de estas variables y utilizar la diferencia como medio para el control [55].

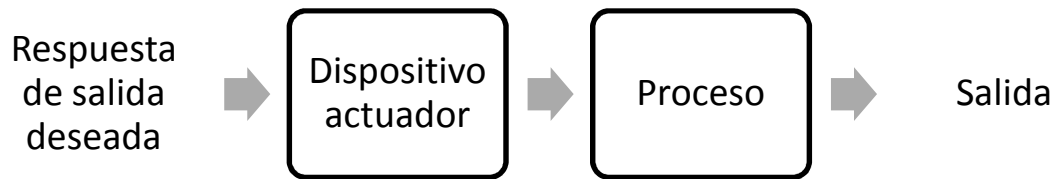


Figura 49. Sistema de lazo abierto

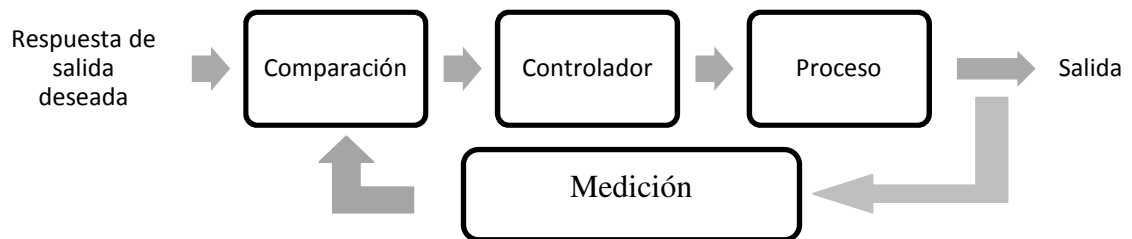


Figura 50. Sistema de lazo cerrado con retroalimentación

Los sistemas de control a lazo abierto tienen dos rasgos sobresalientes:

- La habilidad para ejecutar una acción con exactitud se determina por su calibración. Calibrar significa establecer o restablecer una relación entre la entrada y la salida con el fin de obtener del sistema la exactitud deseada.
- Estos sistemas no tienen el problema de la inestabilidad, que presentan los de lazo cerrado [55].

Los rasgos más importantes que la presencia de retroalimentación imparte a un sistema son:

- Aumento de la exactitud. Por ejemplo, la habilidad para reproducir la entrada fielmente.
- Reducción de la sensibilidad de la salida, correspondiente a una determinada entrada, ante variaciones en las características del sistema.
- Efectos reducidos de la no linealidad y de la distorsión.

- Aumento del intervalo de frecuencias (de la entrada) en el cual el sistema responde satisfactoriamente (aumento del ancho de banda).
- Reduce el error que se puede dar a largo plazo en el sistema.
- Tendencia a la oscilación o a la inestabilidad [55].

Por lo tanto, la adición de retroalimentación a un sistema de control, tiene muchas ventajas, las cuales tienen un costo. Este se manifiesta en el aumento de componentes y complejidad en el sistema. Uno de los componentes importantes que se tiene que considerar es el sensor de la medición, que regularmente es el componente más caro en el sistema. Se tiene que tomar en cuenta que este sensor puede introducir ruido e inexactitudes al sistema [55].

Otro costo de la retroalimentación es la posibilidad de inestabilidad. Los sistemas de lazo abierto son estables, pero los de lazo cerrado no siempre lo serán, por lo que este factor se tiene que tomar en cuenta en el diseño y la adquisición de componentes. Entonces, diseñar un sistema con retroalimentación es mucho más complejo, pero las ventajas superan por mucho a las desventajas, y los sistemas retroalimentados regularmente siempre se utilizan. Por lo tanto, es necesario considerar la complejidad y el problema de la estabilidad cuando se diseña un sistema de control [55].

El objetivo del diseño de control de sistemas es obtener la configuración, especificaciones e identificación de los parámetros clave de un sistema propuesto para resolver una necesidad. Los pasos para el diseño de un sistema de control se pueden observar en la Figura 51. El primer paso en el proceso de diseño consiste en establecer los objetivos del sistema, lo que se quiere lograr. El segundo paso es identificar las variables que se desean controlar. El tercer paso es escribir las especificaciones en términos de la precisión que se desee lograr. Esta deseada precisión, llevará a la identificación de un sensor que mida la variable controlada [55].

El siguiente paso es buscar un buen candidato para el actuador, y esto dependerá del proceso a realizar, que tiene que ser capaz de ajustar el rendimiento del proceso eficientemente. Luego se selecciona un controlador, y finalmente se ajustan los parámetros del sistema para poder lograr el rendimiento deseado. Si se logra llegar a los resultados deseados, se acaba el proceso de diseño, pero si no, se debe de establecer una configuración mejorada del sistema y tal vez seleccionar un mejor actuador y sensores. Luego se repetirán los pasos de diseño hasta que se logren alcanzar el rendimiento y las respuestas deseadas [55].

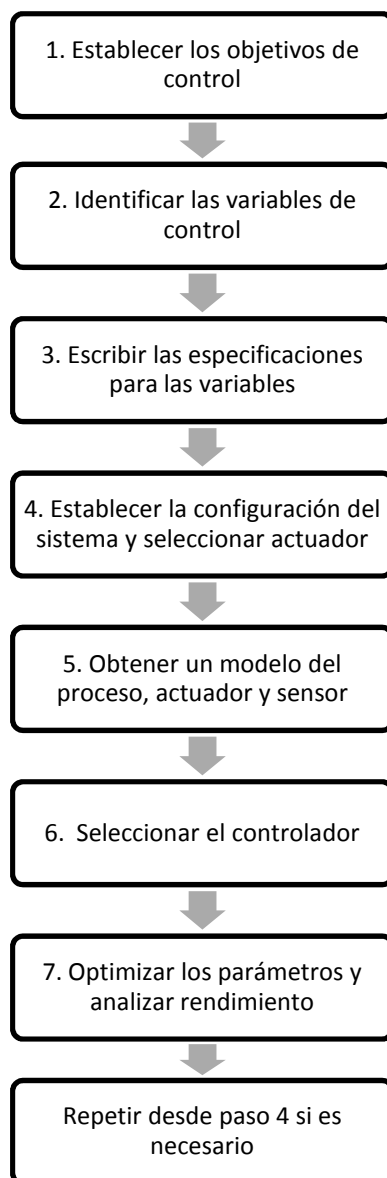


Figura 51. El Proceso de Diseño de un Sistema de Control

3.22. Protocolo y Bus I²C

En la década de 1980, Philips Semiconductors desarrolló un simple bus bidireccional de dos alambres para el control eficiente de los circuitos integrados (IC). A este bus se le llamó Inter-IC o I²C Bus. Todos los dispositivos que son compatibles con este bus, incorporan una interfaz que permite comunicarse directamente con otros vía el bus I²C. Este concepto de diseño resuelve los problemas de interfaz que se encuentran al diseñar circuitos digitales de control [56].

La velocidad máxima del bus en sus comienzos era de 100Kbps. En 1992 esta velocidad estándar se incrementó hasta 400Kbps, para poder mantenerse al día con los requerimientos de rendimiento de los nuevos circuitos integrados. Para 1998, se incrementó la velocidad máxima a 3.4Mbps [57].

El bus I²C físicamente consiste de dos cables activos y una conexión a tierra. Los cables activos, llamados SDA y SCL, son ambos bidireccionales. SDA es la línea serial de datos (Serial Data line) y el SCL es la línea serial de reloj (Serial Clock line) [56].

Cada dispositivo conectado al bus, tiene su propia dirección única y cada uno de estos componentes puede actuar como transmisor o receptor, dependiendo de su funcionalidad. El bus I²C tiene un espacio para direccionamiento de 7 bits, con 16 direcciones reservadas, así que un máximo de 112 nodos se pueden comunicar en el mismo bus. Los modos más comunes para la conexión son: Modo Estándar a 100Kbits/s y el Modo a Baja velocidad a 10Kbits/s. Recientes revisiones del protocolo I²C permiten tener más nodos (direccionamiento de 10bits) y funcionar más rápido (Modo Rápido a 400 Kbps y Modo de Alta Velocidad a 3.4Mbps) [56] y [57].

I²C es un bus serial de velocidades intermedias con las siguientes características:

- Resistente a errores y ruido.
- Compatible con una gran cantidad de dispositivos periféricos.
- Un protocolo robusto y conocido.

- Muchos años de estar en el mercado.
- Una distancia de comunicación respetable (2.5m-4m típicamente), que se puede extender con repetidoras. La distancia máxima varía dependiendo de la velocidad de transmisión, a menos velocidad mayor distancia de comunicación.
- Fácilmente emulado por software [57].

Para poder comprender el funcionamiento del protocolo I²C, es necesario conocer la siguiente terminología:

- Transmisor: el dispositivo que envía datos dentro del bus. Puede ser un dispositivo que envía datos de su propia iniciativa (Transmisor-Maestro), o en respuesta a una solicitud de datos por otros dispositivos (Transmisor-Esclavo).
- Receptor: el dispositivo que recibe los datos del bus.
- Maestro: el componente que inicializa la transferencia de datos, genera la señal de reloj y termina la transferencia. Un maestro puede ser un transmisor o un receptor.
- Esclavo: el dispositivo direccionado por el maestro, puede ser un receptor o un transmisor.
- Multi-maestro: la habilidad de que uno o más maestros coexistan en el bus al mismo tiempo sin pérdida de datos o colisiones.
- Sincronización: el procedimiento que sincroniza las señales de reloj provenientes de dos o más maestros [57].

El bus I²C es un bus multi-maestro. Esto significa que, en el bus puede haber conectado más de un circuito integrado capaz de iniciar la transferencia de datos. El protocolo I²C especifica que el circuito integrado que inicie la transferencia de datos en el bus, es considerado como el maestro del bus (*Bus Master*), y todos los demás circuitos integrados conectados al bus, serán considerados esclavos del bus (*Bus Slaves*). El bus incorpora detección de colisiones y de ambigüedades para prevenir corrupción de datos si dos o más maestros inician la transferencia al mismo tiempo [56] y [57].

A continuación se expone la forma de comunicación desde un microcontrolador (MCU), que actúa como Maestro, hacia alguno de sus esclavos en el bus:

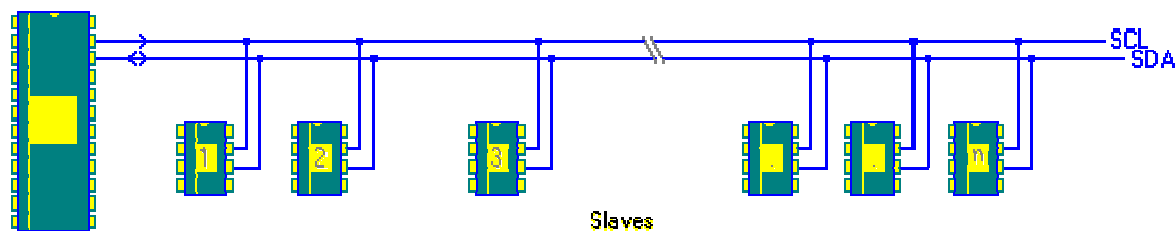


Figura 52. Conexión de un MCU Maestro con sus Esclavos [56]

Primero, el MCU envía una condición de INICIO (Start Bit, una transición de ALTO a BAJO en la línea SDA mientras la SCL está en ALTO). Esto actúa como una señal para llamar la atención de los dispositivos conectados. Todos los circuitos integrados “oirán” al bus para esperar los datos entrantes. Un maestro siempre genera esta condición, y el bus se considera “ocupado” luego de que se dio una condición de INICIO [56] y [57].

Luego, el MCU envía la dirección del dispositivo al cual se quiere tener acceso, así como un bit para indicar si se quiere leer o escribir. Todos los dispositivos recibirán la dirección y la compararán con la propia. Si no es la misma, simplemente esperan a que el bus sea liberado (reciban la condición de parada). Si la dirección es la misma, el dispositivo producirá una respuesta, que es llamada señal de reconocimiento (envía un Acknowledge Bit al poner en BAJO la línea SDA el instante luego de terminar la transferencia de un byte o la dirección). Una vez el MCU recibe este ACK bit, puede empezar la transmisión o recepción de Datos. El MCU envía byte por byte, esperando un ACK bit después de cada byte, o enviando un ACK byte, si se está leyendo.

Cuando esto termina, el MCU envía la condición de parada (Stop Bit, una transición de BAJO a ALTO en la línea SDA mientras la SCL está en ALTO). Este bit es señal de que se liberó el bus [56] y [57].

En la Figura 53 se puede observar una secuencia de envío de datos en el que el maestro actúa como “Maestro-Transmisor”, y luego, en la Figura 54, una de recepción de datos, en la que el maestro actúa primero como “Maestro-Transmisor” y luego como “Maestro-Receptor”. Además, se pueden ver los bits de escritura/lectura así como los ACK bits [57].

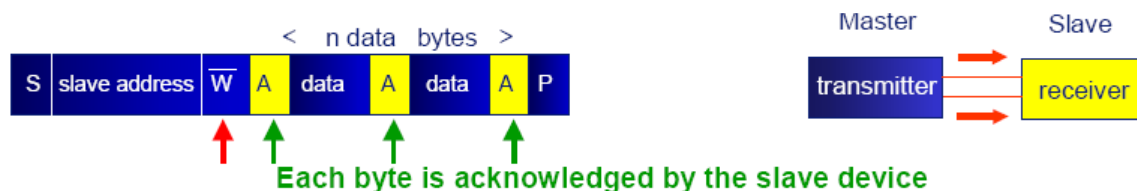


Figura 53. Escritura a un dispositivo esclavo [57]

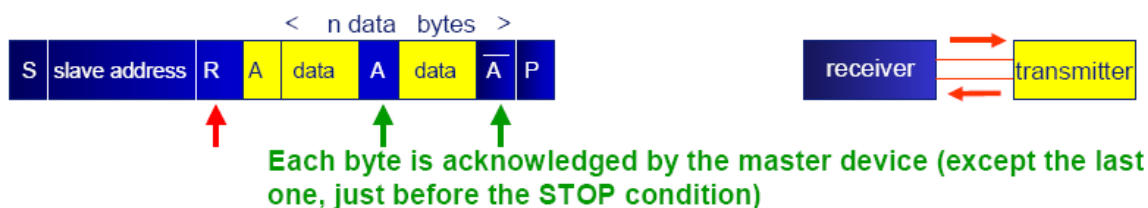


Figura 54. Lectura de un dispositivo esclavo [57]

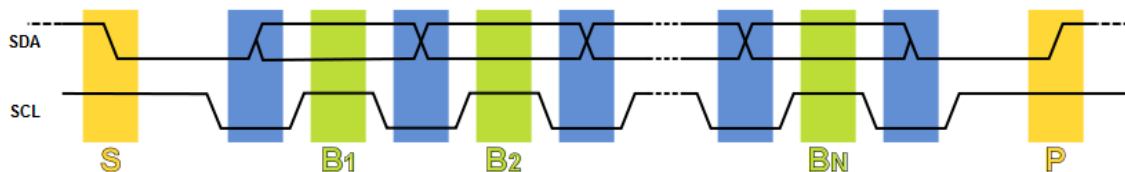


Figura 55. Transferencia de datos en el tiempo [57]

En la Figura 55 se puede observar que la transferencia de datos se inicia con el Start Bit (S) cuando la línea SDA se pone en BAJO, mientras que la SCL se mantiene en ALTO. Luego, mientras SCL está en BAJO, SDA envía el bit a transferir (azul) y los datos se reciben cuando SCL suba (verde). De esta manera se envían todos los bits de dirección, si es lectura o escritura, y los datos. Cuando la transferencia esté completa, el Stop Bit (P) se envía al liberar la línea de datos y mantener la SCL en ALTO [56].

3.23. PWM

La modulación por ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés), es una técnica muy poderosa para controlar circuitos análogos con salidas digitales de un microprocesador. PWM se emplea en una gran variedad de aplicaciones, que van desde mediciones y comunicación hasta control de potencia elevada [58].

3.23.1. Electrónica analógica. Una señal analógica tiene un valor que cambia continuamente, con resolución infinita en magnitud y en el tiempo. Por ejemplo, una batería de 9 voltios es un dispositivo analógico. Su voltaje de salida no es precisamente 9V, pues cambia al transcurrir el tiempo, y puede tomar cualquier valor en el dominio de los números reales. A diferencia de las señales analógicas, las señales digitales siempre toman valores finitos de un conjunto predeterminado de posibilidades, como lo sería 0V y 5V [58].

Voltajes y corrientes analógicas se pueden utilizar para controlar cosas directamente, como el volumen del radio de un carro. En un sencillo radio analógico, una perilla está conectada a un resistor variable. Al momento de girar la perilla, la resistencia sube o baja. Mientras esta resistencia cambia, la corriente que pasa a través de la resistencia se incrementa o disminuye. Esto cambia la cantidad de corriente que alimenta a las bocinas, por lo que el volumen varía. Un circuito analógico es aquel, como el radio del carro, que su salida es proporcionalmente lineal a su entrada [58].

A pesar que el control analógico es sencillo e intuitivo, no siempre es económico ni práctico. Un circuito analógico tiende a perder su calibración, y puede ser muy difícil de volver a calibrar. Pueden calentarse mucho, pues la potencia disipada es proporcional al voltaje a través de los elementos activos del circuito multiplicado por la corriente que los atraviesa. Por último, la circuitería analógica puede ser muy sensible al ruido [58].

Por todo lo anterior, controlar sistemas analógicos utilizando circuitos digitales, reduce drásticamente los costos y el consumo de potencia. Muchos microcontroladores

ya incluyen un módulo de control de PWM, haciendo que su implementación sea sencilla [58].

3.23.2. Electrónica Digital. PWM es una manera digital de especificar niveles de señales analógicas. Con el uso de contadores de alta resolución, el ciclo de trabajo (el ancho de un pulso dividida entre el periodo entre pulsos) de una onda cuadrada es modulado para especificar un nivel de una señal analógica. La señal PWM continúa siendo digital, debido a que en cualquier instante, el valor de la onda puede tomar dos únicos valores: encendido o apagado. El voltaje es entregado a la carga analógica mediante la serie repetitiva de pulsos de encendido o apagado [58].

En la Figura 56 se muestran tres diferentes señales PWM. La primera muestra una salida PWM con ciclo de trabajo del 10%, lo que significa que la señal está encendida el 10% de su período y apagada el resto del tiempo. Las otras señales de la Figura 51, muestran salidas de PWM con ciclos de trabajo del 50% y 90%, respectivamente. Estas salidas de PWM especifican tres diferentes valores de una señal digital a 10%, 50% y 90% de su amplitud máxima. Por ejemplo, si la fuente de voltaje es de 9V y el ciclo de trabajo es del 10%, una señal de 0,9V es el resultado [58].

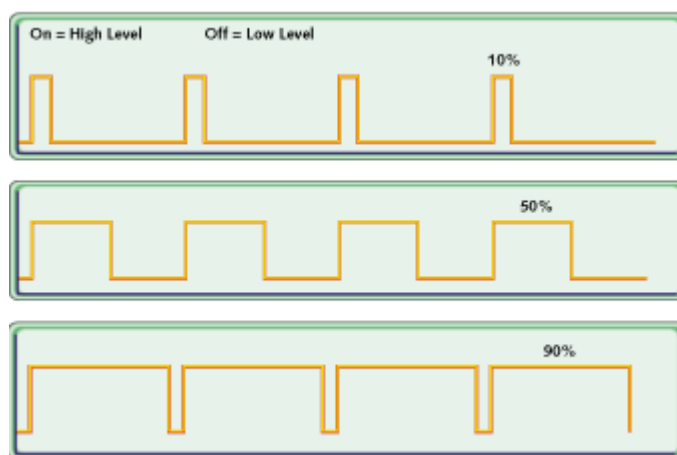


Figura 56. Señales PWM de ciclo de trabajo variable [58]

La Figura 57 muestra un simple circuito que es equivalente a generar una señal PWM. Se muestra una batería de 9V que provee de potencia a una lámpara

incandescente. Si se cierra el interruptor por 50ms, la lámpara recibiría 9V durante ese intervalo. Si luego se abre el interruptor por los siguientes 50ms, la lámpara recibiría 0V. Si se repite el ciclo 10 veces en un segundo, la lámpara estaría encendida como si estuviera conectada a una batería de 4.5V (50% de 9V). Se dice que el ciclo de trabajo es de 50% y que la frecuencia moduladora es de 10Hz [58].

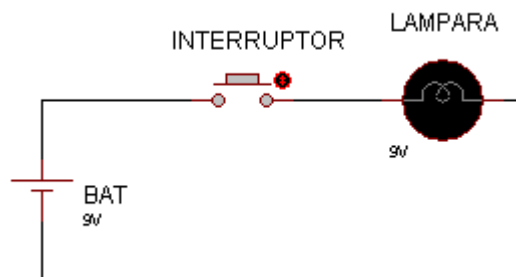


Figura 57. Circuito sencillo equivalente al PWM

Una de las ventajas del PWM es que la señal se mantiene digital todo el camino, desde el procesador hasta el sistema controlado, y no se necesitan conversiones de digital a analógico. Al mantener la señal digital, los efectos del ruido se minimizan, pues éste sólo puede afectar a una señal digital si es lo suficientemente fuerte para cambiar de lógica-1 a lógica-0, o viceversa [58].

El PWM es económico, ahorra espacio y es inmune al ruido. Por esto, las aplicaciones del PWM se pueden encontrar en una variedad de sistemas, como lo son los sistemas de comunicación. Se puede usar en la entrega de potencia, pues la potencia promedio entregada a una carga es proporcional al ciclo de trabajo. También se utiliza en eficientes reguladores de voltaje, ya que al cambiar el voltaje en la carga con el ciclo de trabajo apropiado, la salida se aproximará a un nivel de voltaje deseado [58].

Inclusive, el PWM se utiliza para controlar los servomotores que son muy útiles en la robótica. El ciclo de trabajo del PWM le indica al servomotor el ángulo al que debe de girar y mantenerse [59].

3.24. Comunicación Serial Asíncrona y Protocolo RS-232

El controlador Receptor/Transmisor Asíncrono Universal (UART) es el componente principal en la comunicación serial de una computadora. El UART toma bytes de datos y transmite los bits individuales en una secuencia predeterminada. En el destino, un segundo UART arma de nuevo los bits para recuperar el byte completo [60].

La transmisión serial se utiliza comúnmente en los módems y la comunicación entre computadoras, terminales y otros dispositivos. El protocolo RS-232 es un protocolo de comunicación serial utilizado en la comunicación asíncrona serial [60] y [61].

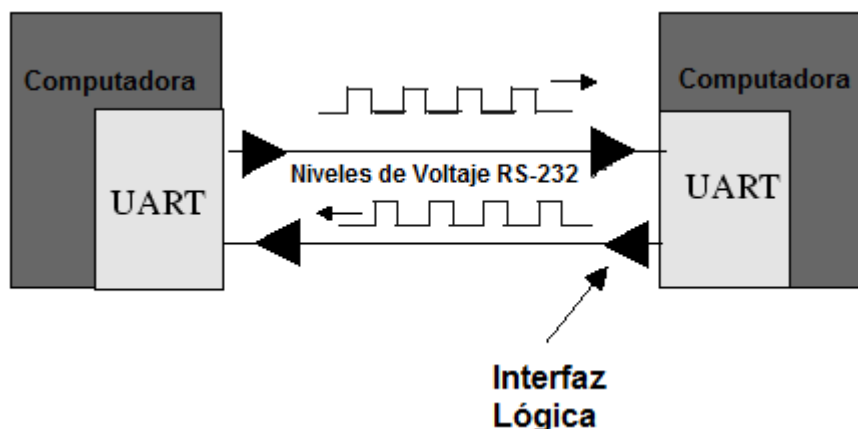


Figura 58. Conexión asíncrona (RS-232) [60]

En la Figura 58 se muestra la relación entre varios componentes de una comunicación serial. Estos componentes son el UART, el canal serial y la interfaz lógica. El UART está entre la computadora y el canal serial. Este canal es la colección de cables por los que los bits son transmitidos. La salida del UART únicamente toma valores entre 0 y 5 voltios. Para poder mejorar la comunicación (remover ruido, incrementar ancho de banda y distancia de transmisión) estos niveles de voltaje son convertidos a niveles de +12V y -12V antes de ser enviados por el canal. Esta conversión se realiza por la interfaz lógica [61].

La comunicación asíncrona permite que la información se transmita sin que el transmisor envíe una señal de reloj al receptor. En vez de eso, el transmisor y el receptor deben estar configurados con los mismos parámetros de tiempo, y bits especiales son agregados a cada palabra de transmisión para sincronizar el envío de los datos. Esta palabra de transmisión es simplemente un grupo de bits de tamaño predeterminado que se analizan en conjunto por el receptor [60].

Cuando se quiere enviar un dato por el UART, un bit llamado bit de Inicio (Start Bit) se agrega al principio de cada palabra a ser transmitida. El bit de inicio se usa para alertar al receptor que una palabra de datos será enviada a continuación, y para forzar que el reloj del receptor se sincronice con el reloj del transmisor [60].

Después del bit de inicio, cada bit individual de la palabra de datos se envía, siendo el bit menos significativo (LSB) el primero en enviarse. Cada bit en la transmisión se transmite por exactamente el mismo tiempo (tiempo de bit), y el receptor “mira” en el canal a la mitad de ese tiempo, así determinar si el bit es 1 ó 0. Por ejemplo, si se tarda dos segundos en enviar cada bit, el receptor examinará la línea de transmisión al haber pasado un segundo, luego esperará dos segundos para examinar el siguiente bit. El transmisor no sabe cuándo es que el receptor examina el valor del bit. Lo único que sabe es cuándo el reloj indica que hay que enviar el siguiente bit. La tasa de transferencia (baud rate) es el número total de bits de toda la palabra sobre el tiempo que se tarda en realizar la transferencia. Esta tasa de transferencia se puede computar como el recíproco del tiempo de bit, o tiempo que se tarda en enviar un bit [60] y [61].

Cuando toda la palabra de datos ha sido enviada, el transmisor puede agregar un bit de paridad que el mismo transmisor genera. Este bit de paridad puede usarse por el receptor para realizar una simple revisión de errores. Para la verificación de paridad par, el número de unos en los datos más el bit de paridad tienen que ser un número par. Para la verificación de paridad impar, la suma deber ser impar. El receptor y el transmisor tienen que haber acordado en qué tipo de chequeo de paridad (par o impar) se estará

utilizando. Cuando la palabra de datos se recibe, el receptor chequea la paridad y si está mala, el receptor sabe que un error ocurrió en la transmisión [60] y [61].

Por último, un bit de parada (Stop Bit) se envía por el transmisor. Entonces al momento de recibir toda la información, el receptor espera recibir este bit de parada. Si no lo detecta, el UART considera que toda la palabra de información está corrupta [60].

Al momento de tener otra palabra para transmitir, el bit de inicio de la nueva palabra puede enviarse después de haber enviado el bit de parada de la palabra anterior. Debido a que es una transmisión asíncrona, si no hay nada que transmitir, la línea o canal de transmisión puede quedarse sin utilizar (lógica 1) [60].

Una palabra de transmisión contiene la información (datos) y el encabezado (bit de inicio, paridad y parada). En el protocolo RS-232, la palabra contiene un bit de inicio, siete u ocho bits de datos, puede o no tener un bit de paridad y un bit de parada. En la Figura 59 se puede observar un diagrama de tiempo para el protocolo RS-232 con 7 bits de datos y un bit de paridad [61].



Figura 59. Palabra de transmisión del protocolo RS-232 [61]

Cabe resaltar que la misma estructura tiene que ser acordada por el transmisor y el receptor antes que se pueda enviar y recibir información por el canal de transmisión [61].

3.25. Protocolo USB y el HID

El Bus Serial Universal (USB) es una arquitectura de comunicación que le permite a una computadora interconectar una gran variedad de dispositivos utilizando un cable de cuatro alambres. Fue inventado y estandarizado en 1995. El USB 1.1 funciona a velocidades de 1.5Mbps o 12Mbps. La versión revisada 2.0 del USB alcanza velocidades de hasta 480Mbps [62], [63] y [64].

El USB se ha vuelto una expansión muy popular para la computadora personal. Es importante notar que el USB no es un puerto serial, sino que es un bus serial, y este hecho permite a un solo bus ser el medio para conectar hasta 127 dispositivos [63].

El USB tiene capacidad “*Plug-and-Play*”, que permite a un dispositivo ser conectado al computador sin tener que configurar o proporcionar parámetros a algún software o controlador. Esta capacidad es una de las ventajas que tiene sobre otros buses seriales, y le permite detectar automáticamente nuevos dispositivos que se conectan al sistema y configurarlos sin necesidad de reiniciar el ordenador [63] y [65].

El USB tiene el propósito de retirar todas las otras variedades de puertos seriales y paralelos. Puede conectar periféricos de computadoras como teclados, impresoras, cámaras digitales, ratones, etc. Es un protocolo robusto, pues tiene muchos mecanismos de detección de errores y de recuperación de datos, lo que garantiza la mínima cantidad de errores y pérdida de datos. También detecta dispositivos que estén funcionando incorrectamente y tiene mecanismos de control de flujo de información [65] y [66].

El flujo de comunicación entre el software en la computadora y las funciones de los dispositivos USB se logra mediante canales de comunicación llamados “*pipes*”. Este canal es la asociación entre el dispositivo específico (el destino de los datos transmitidos por USB, llamado “*endpoint*”), y el software apropiado en el computador (llamado “*host*”). Un dispositivo USB puede tener hasta 32 canales de comunicación activos, 16 usados como salida del computador y 16 como entrada al computador. Cada canal puede transferir datos en una sola dirección, ya sea para adentro o a fuera del dispositivo. Cada

uno de estos canales está agrupado en interfaces y cada una de ellas está asociada a una función específica del dispositivo [63], [64] y [65].

Cuando un dispositivo USB se conecta al computador, comienza el proceso de enumeración o identificación. Primero se envía una señal de reinicio al dispositivo USB. La velocidad de transmisión se determina durante este reinicio. Después, se lee la información de la configuración del dispositivo USB por el computador, y luego el computador le asigna una dirección de 7 bits única al dispositivo. Si el dispositivo puede ser controlado por el computador, se cargan los controladores necesarios para la comunicación y el dispositivo se pone en modo configurado y listo para usar [64] y [65].

Los dispositivos USB se dividen en varias clases y cada clase define el comportamiento y el protocolo para los dispositivos que le pertenecen. Por ejemplo, algunas clases son: despliegue (monitores), comunicación (módems), audio (bocinas), almacenamiento masivo (discos duros) e interfaz humana o HID (teclados) [62].

La clase HID consiste principalmente en dispositivos que se usan por los humanos para controlar procesos de la computadora, como los teclados, ratones, etc [62].

La información que contiene un dispositivo USB se guarda en segmentos de su memoria ROM (Read Only Memory). Estos segmentos se llaman descriptores. Un descriptor puede identificar un dispositivo como perteneciente a una de las clases de USB. Un dispositivo clase HID utiliza el correspondiente controlador para el manejo de la información. El manejo y direccionamiento de los datos se logra al examinar el descriptor del dispositivo y la información que provee [62].



Figura 60. La interacción entre el controlador y el dispositivo usando el descriptor [62].

Un dispositivo clase HID se comunica con el controlador HID usando un canal (“*pipe*”) de control o de interrupción [62].

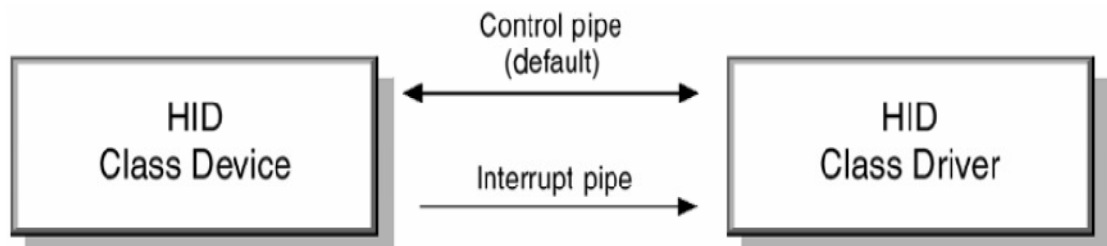


Figura 61. Comunicación del dispositivo HID con su controlador [62]

El canal de control se usa para:

- Recibir y responder a peticiones para el control USB y datos de la clase.
- Transmitir data cuando se lo requiera la clase HID.
- Recibir datos del computador (“*host*”). [62]

El canal de interrupciones (aunque opcional) se puede usar para:

- Recibir (sin petición) información asíncrona del dispositivo.
- Transmitir datos de baja importancia al dispositivo [62].

Uno de los beneficios de la clase HID es el abundante número de controladores para dispositivos que existen para los sistemas operativos modernos. Los dispositivos de clase HID y sus funciones básicas se han definido sin un software específico en mente, y por causa de estas descripciones generales, diseñar software que controle a algún dispositivo HID es sencillo [63] y [65].

4. DELIMITACIÓN DEL TEMA

El megaproyecto *Prótesis biónica de una mano humana* comprende el diseño y la creación de una mano robot con el propósito de que pueda servir como una prótesis para el reemplazo de una mano humana. Para realizar este megaproyecto se dividieron las principales tareas a realizar en cuatro módulos distintos, los cuales se enfocan en alcanzar un mismo objetivo. Este proyecto se dividió en cuatro módulos, mostrados en la Figura 62.

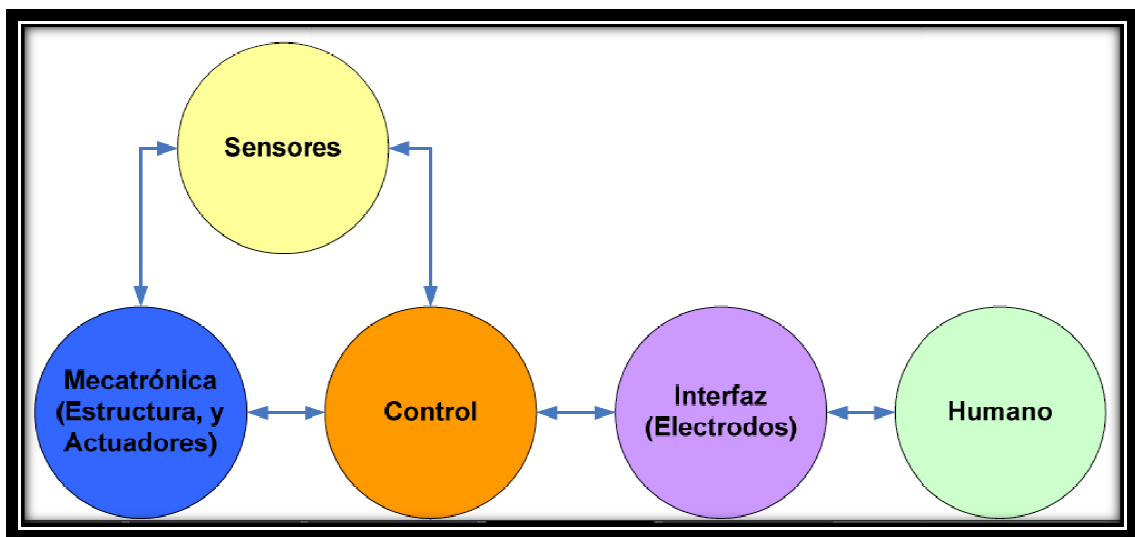


Figura 62. Diagrama general de la división del megaproyecto.

Los cuatro módulos de este megaproyecto son:

4.1. Módulo de Mecatrónica y de Potencia

Este módulo se encarga de crear toda la estructura mecánica y el circuito de potencia. La mano está compuesta por 5 dedos que se mueven de forma similar a los dedos de una mano humana. Esta mano está sujeta a un brazo en donde se colocan todos los sistemas que hacen que la prótesis pueda funcionar. El diseño es tal que dentro de los dedos se albergarán los distintos sensores que se utilicen. También, dentro de este

módulo se crea todo el sistema de motores que mueven cada articulación de la mano por medio de tendones.

La mano creada se asemeja lo más posible a una mano humana, es liviana, resistente y debe poder actuar de forma muy similar a una mano humana.

El propósito del módulo de potencia es el de obtener energía de una batería recargable y proveer energía regulada a todos los sistemas que comprenden la prótesis biónica. La batería debe tener una gran capacidad en un tamaño reducido. La prótesis cuenta con un indicador visual, el cual muestra la carga restante en la batería. El indicador visual de carga en la batería indica también la función en la cual se encuentra la mano. Las cuatro funciones son, agarre con la mano completa, agarre con dos dedos, agarre con tres dedos y apuntar.

4.2. Módulo de Interfaz Humana

En este módulo, por medio de unos electrodos, se obtendrán señales eléctricas provenientes de un usuario las cuales se transformaran para realizar operaciones como abrir y cerrar la prótesis. Se obtuvieron señales EMG generadas por los músculos flexores y extensores del brazo y antebrazo, y en su procesamiento para interpretar comandos para el movimiento de la mano robótica. El trabajo de este módulo se limitó al análisis, diseño e implementación de un sistema capaz de captar éstas señales, generar y comunicar comandos al módulo de Control.

4.3. Módulo de Sensores

El trabajo del módulo de sensores comprende el diseño y la construcción de la parte básica de un sistema sensorial para una prótesis biónica de una mano. La parte básica del sistema comprende los sensores de contacto y de fuerza del sistema exteroceptivo de una mano. Estos sensores se consideran como la parte básica del sistema sensorial

debido a que son indispensables para realizar la tarea más básica de una mano, que es agarrar un objeto.

El sistema sensorial comprende el material utilizado como sensor, el procesamiento de la señal de salida de este y el modelo matemático que relaciona la fuerza aplicada al sensor y la señal procesada de salida.

Además, el trabajo incluye datos, información y recomendaciones para la creación del sistema sensorial de detección de resbalado del objeto sujetado.

4.4. Módulo de Control

Es responsabilidad del módulo de control interpretar las señales provenientes del humano que esté utilizando el sistema, así como de interpretar las señales de los sensores para lograr los movimientos de la mano. El módulo incorpora y une a los otros tres del proyecto, es el enlace entre ellos. Por lo tanto, busca que los movimientos del usuario se transformen en movimientos exitosos de la mano biónica, así como poder retroalimentar el entorno de la mano para poder utilizarlo en el control.

Por lo anterior, el desarrollo de este trabajo de graduación se concentra en la creación de rutinas para su uso en el control de alto y bajo nivel de la mano, además de funciones para la detección de los movimientos provenientes de la interfaz humana (o computador), y para actuar debidamente de acuerdo con los impulsos provenientes de los diferentes sensores localizados en los dedos.

Para la comunicación entre ambos niveles de control, no se busca crear un nuevo protocolo de comunicación, más bien se busca aprovechar un protocolo robusto especializado para este tipo de aplicaciones, como lo es el protocolo I²C. Por ello, se implementaron rutinas para utilizar este protocolo en ambos niveles de control, y así establecer la comunicación y transmisión de datos dentro del control de la mano biónica para cumplir con los objetivos específicos.

5. METODOLOGÍA

5.1. Módulo de Interfaz Humana

5.1.1 Definición

5.1.1.1. Se definió el problema a resolver con base a las posibles aplicaciones de un sistema robótico. Tras una investigación, se determinó que existe un gran campo para desarrollar dentro de la rama de la biomecatrónica, específicamente en cuanto a prótesis humanas. Una vez definido el problema, éste se dividió en cuatro módulos, separando las áreas generales de aplicación del proyecto.

5.1.2 Observación e investigación

5.1.2.1. Se realizó una investigación previa acerca de la utilización de señales EMG para el control de prótesis, y con base a ésta, se determinaron los músculos claves relacionados con los movimientos de la mano.

5.1.2.2. También se investigaron los patrones generados por las señales EMG y los análisis a los que éstas son sometidas.

5.1.3 Análisis y requerimientos

5.1.3.1. Se determinó el número óptimo de electrodos a utilizar para captar cada señal EMG.

5.1.3.2. Se determinó además, el mejor posicionamiento de los electrodos sobre los músculos del brazo.

5.1.3.3. Se procedió a implementar circuitería para obtener una señal EMG lo suficientemente clara para ser analizada.

5.1.3.4. Luego se determinaron los movimientos musculares a utilizar para la obtención de las señales EMG.

5.1.3.5. Se analizó y determinó el número de movimientos necesarios para controlar al menos un movimiento de la mano robótica.

5.1.3.6. Se determinó también el mejor análisis para las señales EMG que se aplicaba para este proyecto.

5.2. Módulo de Sensores

5.2.1 Pasos seguidos para el desarrollo del trabajo (ver figura 63).

5.2.1.1. Seleccionar el material para utilizar como sensor.

5.2.1.2. Diseño preliminar del sistema.

5.2.1.3. Diseño final del sistema.

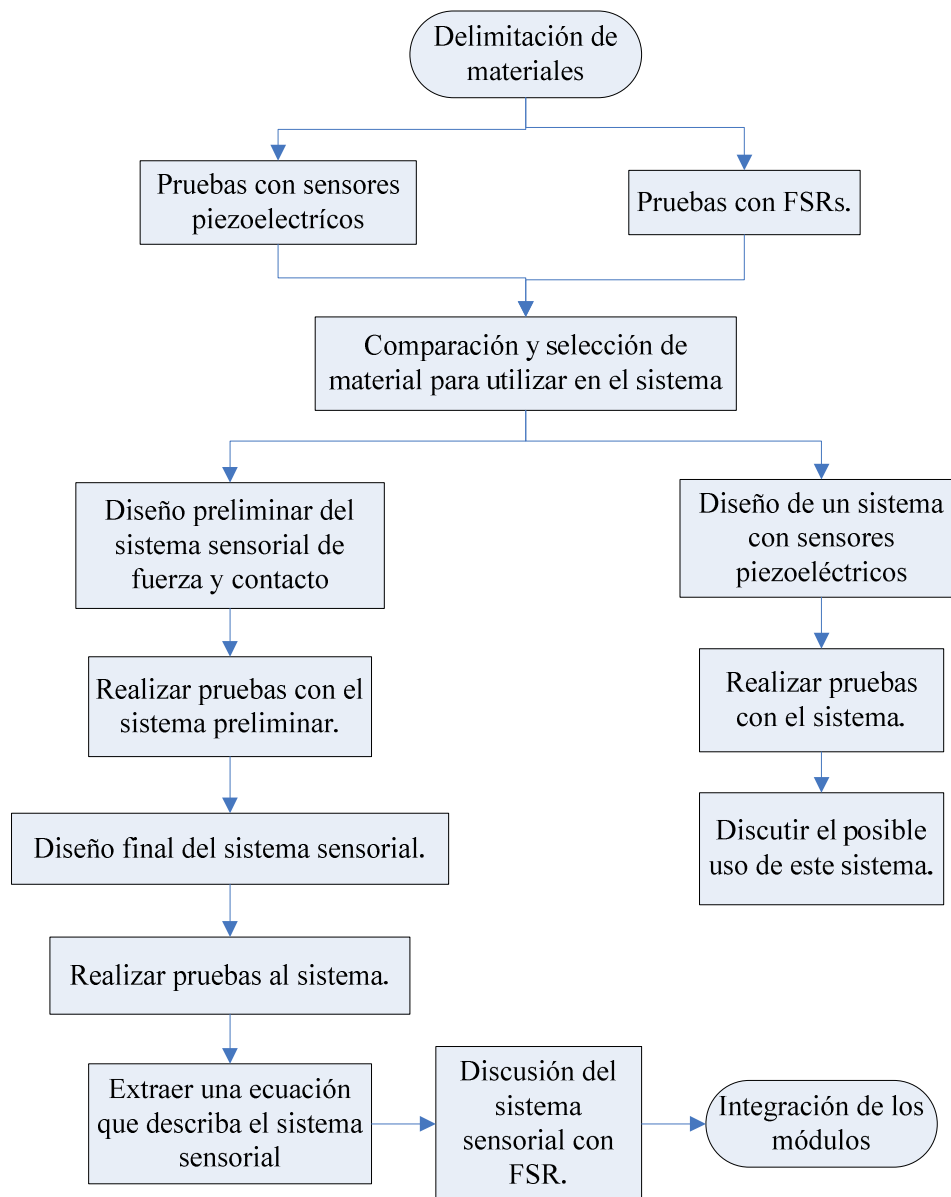


Figura 63. Diagrama de flujo del desarrollo del módulo de sensores.

5.2.2 Herramientas de trabajo.

5.2.2.1. Amplificadores operacionales. El amplificador operacional que fue elegido para la elaboración del circuito es el MCP617 de la compañía Microchip. Se utilizó en empaquetado DIP para realizar las pruebas en protoboard y en empaquetado tipo SOIC para el PCB

5.2.2.2. Resistencias sensoras de fuerza. Se utilizaron unas FSR de 6mm de diámetro, con área activa de 5mm de diámetro y una cola de 11mm de largo. Tienen un valor de resistencia, cuando no está activada, mayor a $20M\Omega$, y el rango de resistencia activada es de 2 a $200k\Omega$. Tiene una fuerza de rompimiento equivalente a 5g y el rango de sensibilidad de fuerza de 10-5000 g. Estos sensores fueron obtenidos de la empresa Sensitronics [69].

5.2.2.3. Películas piezoeléctricas. Se utilizaron unas muestras de Measurement Specialities de piezo-películas. Se utilizó el modelo DT1 028K/L con dimensiones 16x41mm en área y 40 μm de ancho. Además, se utilizó el modelo LDT0 028K/L, sus dimensiones son de 13x25 mm con un ancho de 205 μm [67].

5.2.2.4. Osciloscopio. Se usó para realizar las mediciones de las respuestas de los elementos así como para las pruebas de los sistemas. El osciloscopio utilizado es de marca Tektronix, modelo TDS2012B.D

5.2.2.5. Multímetro. Se utilizó para obtener mediciones de la respuesta del sistema sensorial con FSRs. El multímetro utilizado es de marca Extech modelo Ex330.

5.2.2.6. Elementos varios. Para completar los circuitos, se utilizaron diversos elementos electrónicos pasivos, como son resistencias de valores fijos y resistencias variables.

5.2.2.7. Kit de masas marca PASCO. Utilizado para realizar pruebas con los sensores FSR.

5.2.2.8. Dinamómetro marca OHAUS. Dos de estos se utilizaron para realizar las pruebas con los sensores FSR después que estos se introdujeran en la estructura mecánica.

5.2.2.9. Programas. Se utilizó Circuit Maker y Trax Maker para el diseño de los PCBs, ya que el departamento de Ingeniería Electrónica cuenta con las licencias respectivas, así como la fresadora del departamento con sus accesorios.

5.3.Implementación final

5.3.1 Se obtuvieron componentes electrónicos específicos, con alta tolerancia al ruido y con un mejor funcionamiento que el de otros componentes más comunes.

5.3.2 Se diseñó un software para captar y analizar las señales EMG.

5.3.3 Utilizando las señales EMG, se generaron comandos transmitidos al Módulo de Control para el manejo de la mano robótica.

5.3.4 Finalmente se realizó el acople con el Módulo de Control.

5.3.5 Como último paso se diseñó un PCB para integrar el módulo dentro de la estructura realizada por el Módulo Mecatrónico. La placa con el circuito impreso fue realizada con la fresadora del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad.

5.4.Herramientas de trabajo

5.4.1 Diseño

5.4.1.1. Se utilizó el programa CircuitMaker para realizar simulaciones de algunos circuitos implementados previa su implementación en protoboard. Además se utilizó TraxMaker para el diseño del PCB del circuito para luego ser fresado.

5.4.2 Circuitería

5.4.2.1. Entre los componentes electrónicos utilizados, uno de los más importantes fue el amplificador AD620. Éste es un amplificador de instrumentación de alta precisión, y con ganancia ajustable desde 1 hasta 1000 mediante una resistencia externa. Sus características de baja susceptibilidad al ruido, bajo consumo de potencia, y alta precisión lo hacen un componente ideal para aplicaciones médicas, y para aplicaciones portátiles, alimentadas por baterías, y para aplicaciones médicas.

5.4.2.2. También se utilizó el amplificador operacional MCP617 desarrollado por Microchip. Éste es un amplificador operacional de baja potencia y de alta precisión.

5.4.2.3. El otro componente de mayor importancia fue el electrodo superficial. Para las primeras aproximaciones se utilizaron electrodos superficiales utilizados para electrocardiogramas, y luego se trabajó con electrodos superficiales

reusables fabricados específicamente para la electromiografía, fabricados por la empresa TeleEMG.

5.4.3 Procesamiento

5.4.3.1. Se utilizó un osciloscopio marca Tektronix TDS 2012B para analizar las señales EMG obtenidas.

5.4.3.2. Para los primeros análisis de las señales EMG, se utilizó VISUAL BASIC 6.0 para el desarrollo de un programa simple de adquisición de datos.

5.4.3.3. Para el procesamiento final de las señales EMG se utilizó un microprocesador PIC18F1330 de Microchip. Este microprocesador tiene la ventaja de tener un módulo de conversión analógica-digital (A/D) de alto rendimiento y está diseñado para consumir menos potencia en su funcionamiento, y puede alimentarse con voltajes de 2V hasta 5V, características que lo hacen ideal para su implementación en una aplicación que se alimenta de una batería. Además, cuenta con 4 canales de conversión A/D, de los cuales sólo se utilizaron 3. Finalmente, cuenta también con un módulo USART mediante el cual se utilizó transmisión serial para la comunicación con otros módulos.

5.4.3.4. Se utilizó el compilador mikroC, de MikroElektronika, para el desarrollo del software del microprocesador PIC18F1330. Éste es un compilador de ANSI C diseñado para microcontroladores PIC de Microchip.

6. DESARROLLO

6.1. Módulo de Mecatrónica.

6.1.1. Diseño y fabricación de los dedos

6.1.1.1. Seleccionar el tipo de actuador a utilizar. Antes de iniciar todo el diseño se debió escoger el actuador que mejor satisfaga las necesidades del proyecto y realizar los diseños necesarios en base a la forma en que se mueve este actuador. En cuanto al motor a utilizar, se vio la posibilidad de usar motores DC con una caja de reducción para obtener mayor fuerza y menor velocidad, motores Servo o motores Stepper. Los motores DC quedaron descartados, ya que se deben usar con una caja de reducción para tener mayor fuerza. Además, se tiene que utilizar un decodificador de movimiento para conocer la posición en que se encuentra el motor y por último se debe crear un circuito de potencia para moverlo. Todo el conjunto que se debe adquirir para usar un motor DC tiene un gran tamaño y un precio elevado.

Al utilizar motores Stepper, se puede conocer la posición, ya que éste se maneja con pulsos y rota cierta cantidad de grados en cada pulso. El problema consiste en que se necesita utilizar un motor más grande o una caja de reducción para lograr un torque mayor. Al igual que con los motores DC, se debe crear el circuito de potencia para moverlo. Por estas razones se descartó también el uso de motores stepper.

Los motores servos son la opción adecuada, ya que estos incluyen las partes necesarias como circuito de potencia y caja de reducción en un empaquetado pequeño, además con estos se tiene un control de la posición sin posibilidad de perder la posición en que se encuentra. También, los motores servos logran la fuerza necesaria como para replicar un agarre normal de una mano y su movimiento es bastante rápido para mover los dedos de una posición a otra.

Tomada la decisión de cuáles motores utilizar se procedió a buscar el modelo de servo que se utilizará. Se escogió el servo con marca Hitec y modelo HS-475HB cuyas especificaciones se encuentran en la tabla 8.

El dedo pulgar además de flexionarse debe rotar. Para rotar el pulgar se decidió utilizar un servo pequeño que se colocará dentro de la palma. Se escogió un servo pequeño con eje de metal para soportar la fuerza que el pulgar le haga. El servo utilizado es de marca Hitec y modelo HS-85MG+ cuyas especificaciones se encuentran en la tabla 8.

Tabla 8. Especificaciones de los servos HS-85MG+ y HS-475HB [9] [67].

Característica	HS-85MG+	HS-475HB
Voltaje de operación	4.8 - 6.0 volts	4.8 - 6.0 volts
Velocidad (4.8 V)	0.23 seg /60 °	0.16 seg /60 °
Velocidad (6.0 V)	0.18 seg /60 °	0.14seg /60 °
Torque (4.8 V)	4.3 kg*cm.	3 kg*cm.
Torque (6.0 V)	5.5 kg*cm.	3.5 kg*cm.
Corriente (4.8 V)	150 - 700 mA	240 - 500 mA
Corriente (6.0 V)	180 - 800 mA	260 - 600 mA
Material de engranes	Polycarbonato	Metal
Dimensiones	41 x 20 x 37mm	29 x 13 x 30mm
Peso	39 gr	22 gr

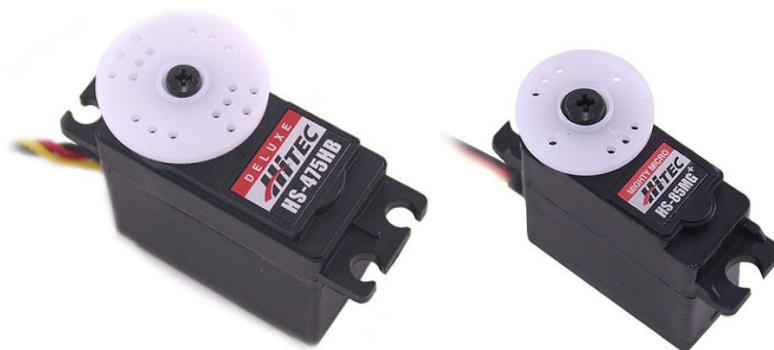


Figura 64. Servo HS-475HB y HS-85MG+ [9] [67].

6.1.1.2. Seleccionar el tipo de material que se utilizará. El material del cual estén hechos los dedos debe resistir igual o mejor a lo que resiste una mano humana. Además, este material debe ser fácil de trabajar. Se buscaron plásticos de ingeniería en Guatemala y se encontró que los más disponibles son el Polipropileno y el UHMW. Ambos plásticos tienen propiedades muy similares, alta resistencia a los golpes y a la compresión, resistencia a una gran gama de químicos corrosivos y resistentes a altas temperaturas. Para tomar la decisión sobre cuál de los dos plásticos utilizar, se obtuvo una muestra de cada uno. Al realizar una prueba de fresado con cada uno de los plásticos se determinó que se usara el polipropileno ya que al fresar el UHMW este crea muchas rebabas y se derrite dificultando el maquinado.

6.1.1.3. Determinar la forma en que se moverán los dedos. Se analizaron varios estilos de diseño para mover las articulaciones, con poleas, palancas, o tendones. Adicionalmente, se estudiaron los diseños tratados en las secciones A, B y C de la introducción. Se determinó que la mejor opción es utilizar tendones que flexionen los dedos, con un funcionamiento similar a la prótesis creada en la sección B de la introducción. Esta opción facilita el diseño de la mano, ya que los actuadores se pueden colocar en un espacio más amplio, como lo es el brazo. Si no se utilizaran tendones, se tendrían que colocar los motores dentro de la mano, lo que complicaría el diseño e implicaría tener que utilizar actuadores mucho más pequeños.

Los actuadores se colocan en el brazo y estos, por medio de unas poleas, tiran o sueltan los hilos, que actúan como tendones. Cada hilo irá sujeto a la punta de su dedo correspondiente y éste pasará por canales, los cuales están alejados del eje de rotación, en cada falange. Cuando la polea tira del hilo la tensión del mismo se distribuye a lo largo de todo el dedo flexionando todas las articulaciones.

Mover los dedos de esta forma trae varias ventajas, se necesita solamente un actuador, un DOM, para mover las tres articulaciones o grados de libertad. El dedo al flexionarse se amolda al objeto que está sujetando por lo que se logra un mejor agarre. Además, como

ya fue mencionado antes, el actuador no necesita tener un tamaño reducido, ya que no es necesario colocarlo dentro de la mano.

Para realizar la extensión de los dedos, se consideró utilizar otro tendón, un hule o un resorte. Luego de analizar cada opción, se decidió utilizar resortes de torsión los cuales irán colocados en cada articulación del dedo. Si se utilizara otro tendón se tendría que llevar el hilo hasta otro actuador que realice la extensión, lo cual sólo complicaría el diseño. Si se utilizara un hule se tendría la misma función que con el resorte pero estos quedaron descartados, ya que luego de varias flexiones y extensiones estos tienden a romperse por el desgaste.

Además del movimiento que poseen los dedos de flexión y extensión, el pulgar debe también rotar sobre un eje en la base de la palma de forma similar como rota el dedo pulgar de una mano humana.

6.1.1.4. Primer prototipo.

6.1.1.4.1 Diseño experimental. Se diseñaron tres falanges cada una se asemeja en tamaño y apariencia a la falange de un dedo real. La articulación de cada falange se diseño como una bisagra en la que una pieza rota sujeta a la otra. Cada falange encaja en la siguiente y se unen por medio de una varilla metálica sobre la cual gira la articulación. La articulación está hecha de tal modo que pueda rotar solamente 90°, esta topa cuando esta flexionada y extendida. Dentro del dedo se crearon canales por los cuales pasa el hilo que hace que se flexionen las articulaciones cuando es jalado.

Con la idea de cómo se moverán las articulaciones se procedió a diseñar cada una de ella en el programa CAD Autodesk Inventor. Con este programa se facilitó el diseño ya que se puede ver la pieza inmediatamente sin tener que esperar a que sea fabricada.

En las figuras 65 a 68 se observa el canal por el cual pasa el hilo hasta la punta. De esta forma, cuando se tensa el hilo se crea un torque en cada falange lo que hace que se flexiones el dedo.

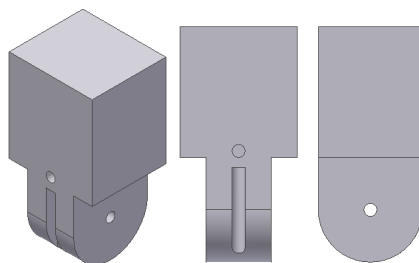


Figura 65. Falange distal del dedo.

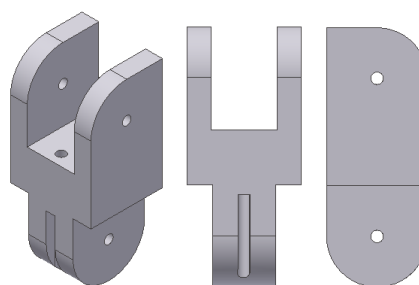


Figura 66. Falange media del dedo.

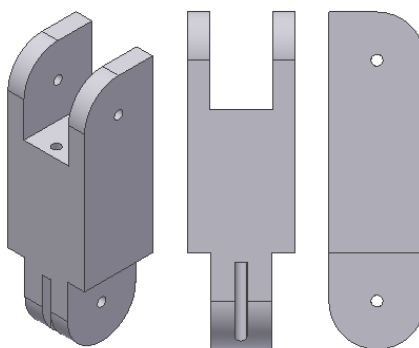


Figura 67. Falange proximal del dedo.

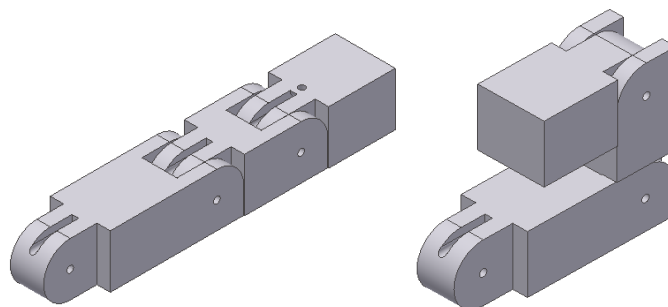


Figura 68. Diseño del dedo extendido y flexionado.

6.1.1.4.2 Resultados.

6.1.1.4.2.1. Prototipo hecho a mano. Para conocer si el diseño creado funciona correctamente, antes de crearlo en la máquina CNC se procedió a crearlo a mano. Este prototipo funciona correctamente, al jalar del hilo se flexionan todas las articulaciones logrando cerrar el dedo. El prototipo permite que cada articulación rote 90° de su posición extendida, la falange topa con la otra en ambos extremos del rango de rotación.

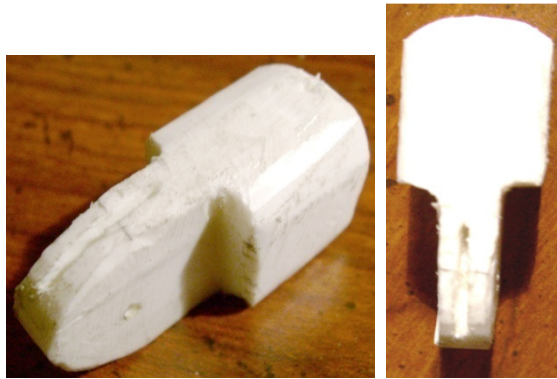


Figura 69. Falange distal del primer prototipo.

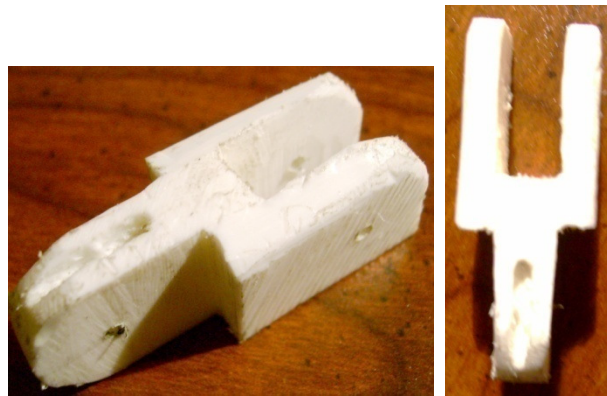


Figura 70. Falange media del primer prototipo.

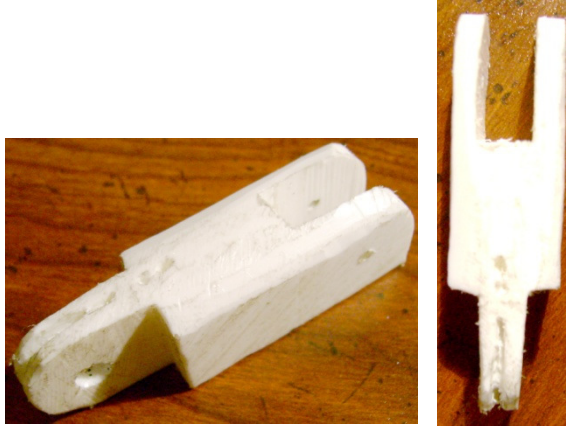


Figura 71. Falange proximal del primer prototipo.

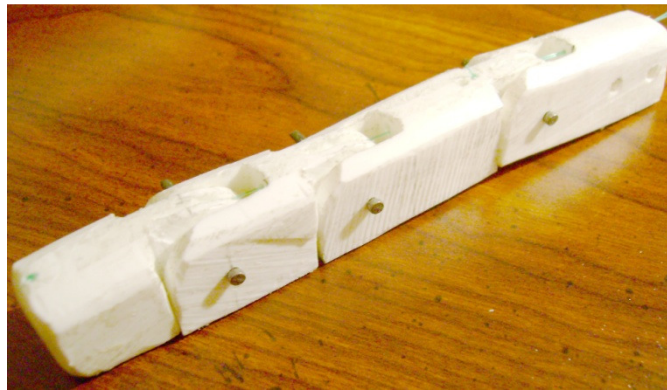


Figura 72. Primer prototipo.

6.1.1.4.2.2. Prototipo hecho con la máquina CNC. Una vez que se determinó que el diseño creado es correcto se fabricó en la máquina CNC. Esta máquina crea las piezas con una precisión de décimas de milímetro utilizando el diseño creado en la computadora.

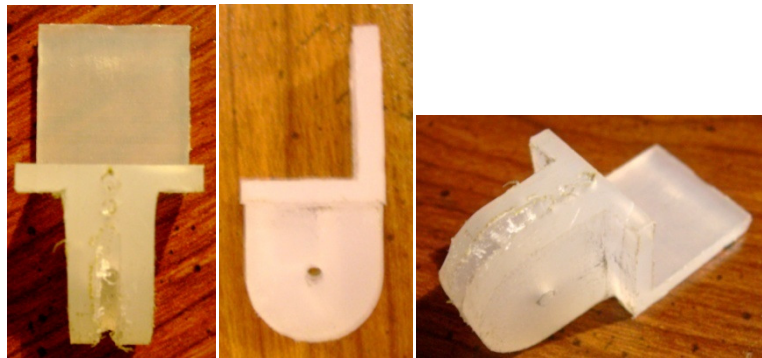


Figura 73. Falange distal del primer prototipo.

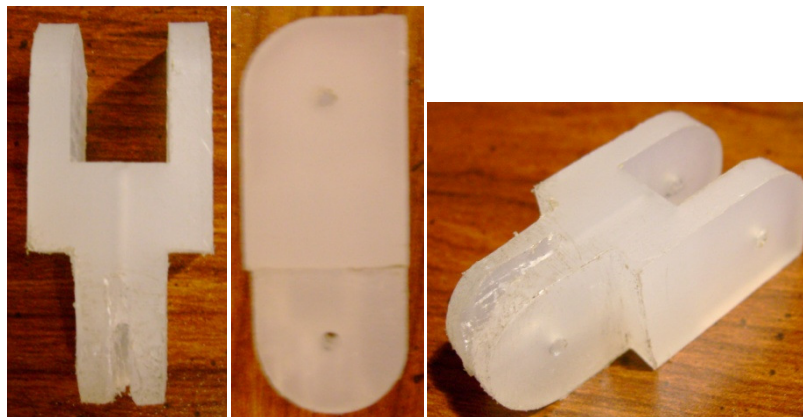


Figura 74. Falange media del primer prototipo.

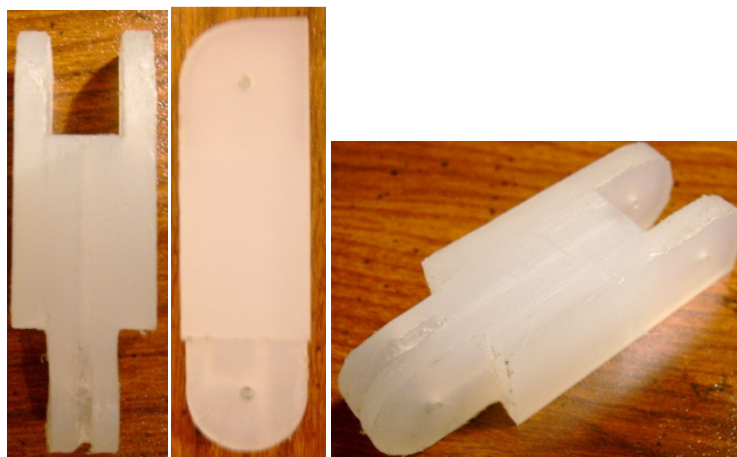


Figura 75. Falange proximal del primer prototipo.

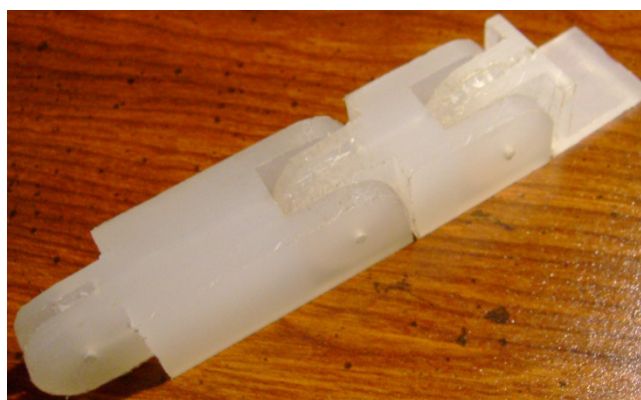


Figura 76. Primer prototipo construido en la máquina CNC.

6.1.1.4.3 **Discusión.** Cada falange del dedo se creó con las medidas de una mano humana. Se observó que el diseño funciona correctamente logrando flexionar todas las articulaciones cuando se tira del hilo. Cuando se tira del hilo, cada articulación se flexiona hasta acomodarse de la mejor forma al objeto que se sujetara, esto se debe a que se controlan tres DOF con un DOM. Con este diseño se pudo comprobar la resistencia del mecanismo, éste se sometió a muchas flexiones, extensiones y golpes sin que sufriera daño alguno.

La flexión de las articulaciones cuando se tira del hilo funciona gracias a que el hilo se encuentra a un radio del eje de rotación de la articulación. Cuando se aplica una tensión en el hilo se crea un torque en la articulación lo que hace que esta se flexione.

El propósito de crear este primer prototipo es para poder estudiar el funcionamiento de cada pieza y corregir los errores en el diseño. En el prototipo realizado con la máquina CNC, se pudo observar con precisión cómo cada articulación rota sobre su eje. Además, se comprobó que el hilo tiene suficiente espacio para pasar dentro de los canales aun cuando las articulaciones están flexionadas.

Luego de fresar el dedo, se procedió a ensamblar las partes y estudiarlo. Se encontraron varias fallas en el diseño que debían cambiarse. Se encontró que se debe dejar una separación entre la unión de cada falange para que esta pueda rotar libremente y no quede ajustada una dentro de la otra. Además, para que el dedo se asemeje más a un dedo humano, el dedo debe ser más redondo y se debe recubrir el dedo con un material más elástico y con mayor fricción. Con esto se logra sujetar los objetos de una mejor forma sin que estos se resbalen.

6.1.1.5. Segundo prototipo.

6.1.1.5.1 **Diseño experimental.** Luego de construir el primer prototipo, se pudo determinar qué cambios eran necesarios. El principal cambio que debía realizarse era dejar un espacio entre piezas para que no haya fricción entre ellas.

Además de los arreglos que debían realizarse, se le agregaron nuevos aspectos a las piezas para obtener el diseño que se usará en el modelo. En la punta o falange distal se realizó un vaciado el cual se llenará con silicón. Entre el silicón y la falange irá colocado el sensor de tacto. La punta de silicón tiene una forma redondeada que se asemeja más a una yema real y con la cual se pueden sujetar objetos solamente con la punta de los dedos sin que este se resbale. Otra de las razones de utilizar una punta de silicón es porque éste es elástico, y tiene mayor fricción que el polipropileno logrando que no se resbale el objeto que se sujeta. Se decidió utilizar silicón para la fabricación de la yema del dedo, debido a que este material ayudará a transmitir la fuerza aplicada al sensor. Sin importar que el contacto se dé en forma perpendicular, el sensor sentirá la fuerza aplicada. Esto permite detectar fuerzas tanto en la yema, en la punta y en los costados del dedo. Esta punta de silicón se realizará con un molde de yeso que se describe más adelante.

Dentro de este diseño se incluyó el espacio para colocar un resorte de torsión en cada articulación. Este resorte está sujeto en un extremo a una falange y en el otro a la otra dentro de la articulación aplicando una tensión opuesta al hilo, logrando así la extensión de la falange cuando se libera el hilo. En la articulación que va sujeta a la palma se utiliza un resorte con una constante de torsión más grande, ya que este debe sostener el dedo sin que esta articulación se flexione por la gravedad. Por esta razón se utilizan dos hilos por dedo, uno flexiona la articulación sujeta a la palma y el otro flexiona las otras dos articulaciones. Si se tuviera solamente un hilo por articulación se flexionarían de primero las articulaciones entre la falange distal y media y entre la falange media y proximal, por último se flexionaría la articulación sujeta a la palma por tener un resorte con mayor tensión. Con dos hilos se logra que las articulaciones del dedo se flexionen al mismo tiempo.

Este diseño incluye también los canales necesarios para los alambres del sensor. Estos canales están colocados cerca del eje de cada falange para que cuando se flexione el dedo estos solo se doblen y no se estiren.

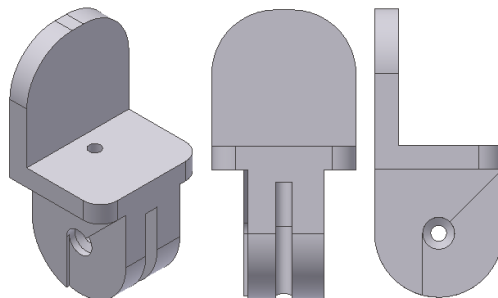


Figura 77. Falange distal del dedo. La yema estará hecha de silicón y dentro de ésta se colocará el sensor de tacto.

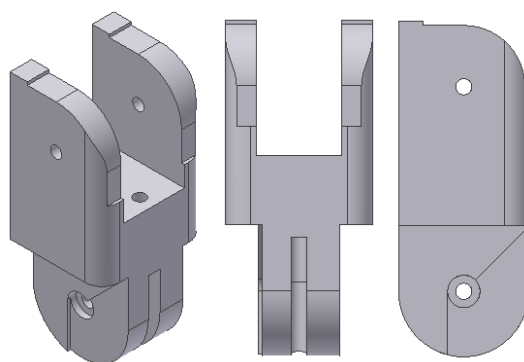


Figura 78. Falange media del dedo.

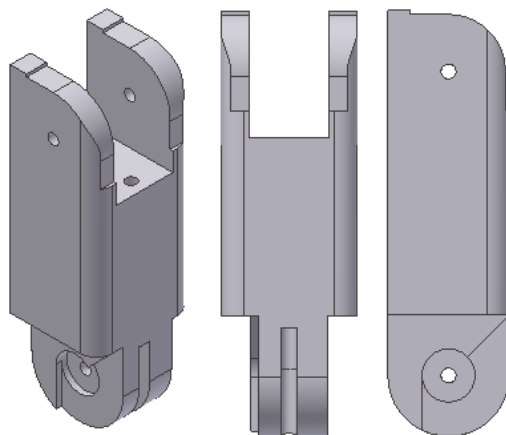


Figura 79. Falange proximal del dedo.

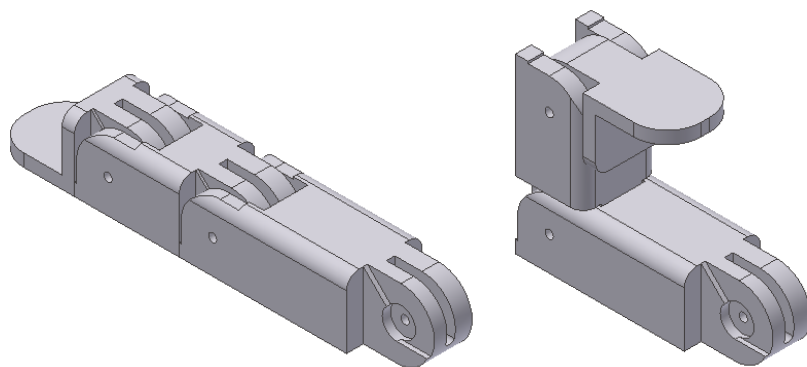


Figura 80. Modelo del dedo extendido y flexionado.

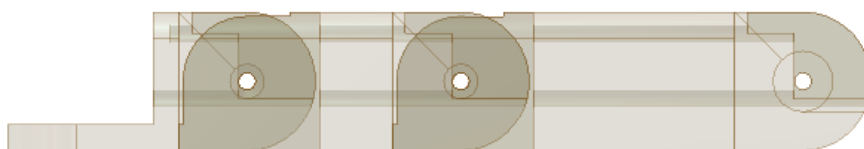


Figura 81. Canales internos del dedo por los cuales irán los hilos y los alambres del sensor.

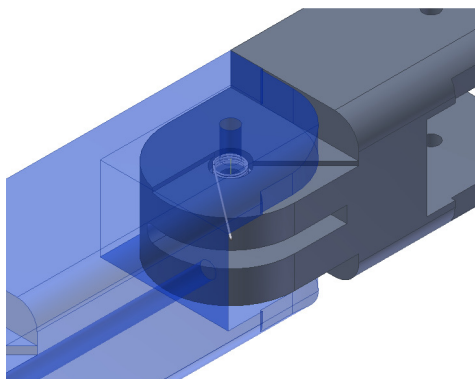


Figura 82. Forma en que irá colocado en resorte de torsión dentro de cada articulación.

6.1.1.5.2 Resultados.

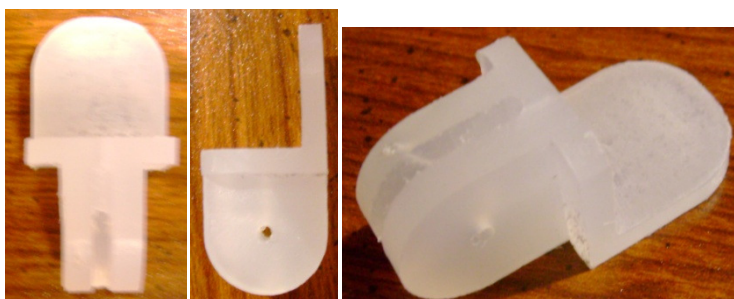


Figura 83. Falange distal del segundo prototipo.

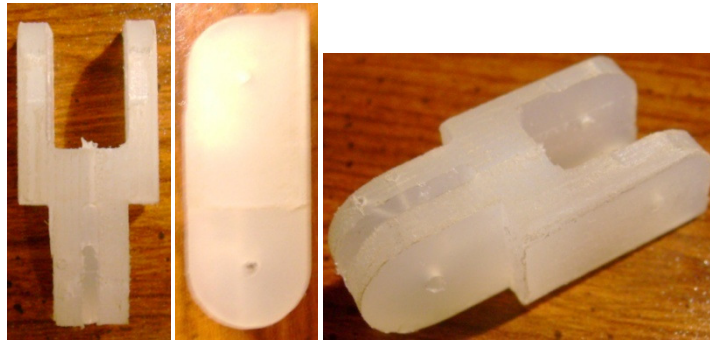


Figura 84. Falange media del segundo prototipo.

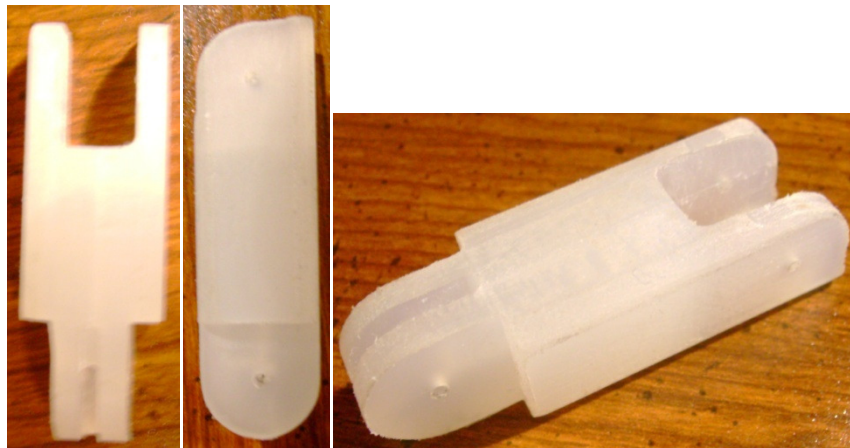


Figura 85. Falange proximal del segundo prototipo.



Figura 86. Segundo prototipo.

6.1.1.5.3 **Discusión.** Este diseño incluye todos los aspectos necesarios para ser completamente funcional. Sobre el espacio de la falange distal se montará el sensor y la yema de silicón, la cual le dará una forma más similar a un dedo humano.

En el programa Autodesk Inventor se flexionaron y extendieron las articulaciones y se aseguró que estas puedan rotar libremente a lo largo de los 90° de rotación. Además, se comprobó que el espacio que se dejó para el resorte era suficiente. En la falange proximal se dejó un espacio más grande para el resorte porque ahí se colocará un resorte más grande, con una torsión mayor, ya que éste debe sostener todo el peso del dedo.

Una vez fabricado este diseño se armó y procedió a estudiarlo. Este prototipo funciona correctamente, cada articulación rota libremente y las falanges no soban una con otra. Se introdujo un alambre por donde irán los alambres del sensor, se flexionaron las articulaciones muchas veces sin romperse los alambres, por lo que esa parte del diseño también es correcta. Ya que no se encontró algún problema que deba corregirse en el diseño, este prototipo será el utilizado para la construcción de la prótesis.

6.1.1.6. Dedo pulgar.

6.1.1.6.1 **Diseño experimental.** El pulgar de la mano humana posee un metacarpo, una falange proximal y una distal. Para el diseño del pulgar de la prótesis se realizaron estas tres piezas. La falange proximal y distal será igual al diseño de los dedos frontales.

El diseño del metacarpo fue el más complicado de todas las partes de los dedos. Esta pieza debe rotar sobre un eje en la palma y el hilo que flexiona el dedo debe salir de ella sin modificar la posición de las falanges al rotar. Esta pieza irá sujeta a un servo sobre el cual rotará al pulgar y el hilo saldrá por un costado del dedo hacia la palma.

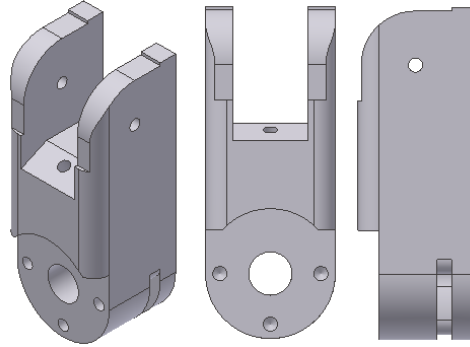


Figura 87. Diseño del metacarpo del dedo pulgar.

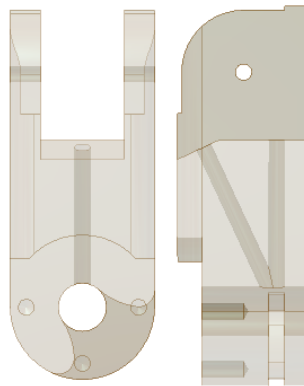


Figura 88. Canales internos del metacarpo del pulgar por los cuales irá el hilo para flexionar las falanges y los alambres del sensor.

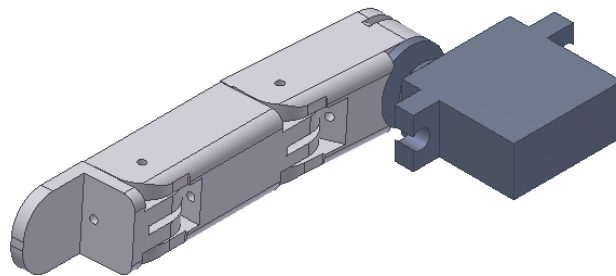


Figura 89. Modelo del pulgar sujeto a un servo.

6.1.1.6.2 Resultados.

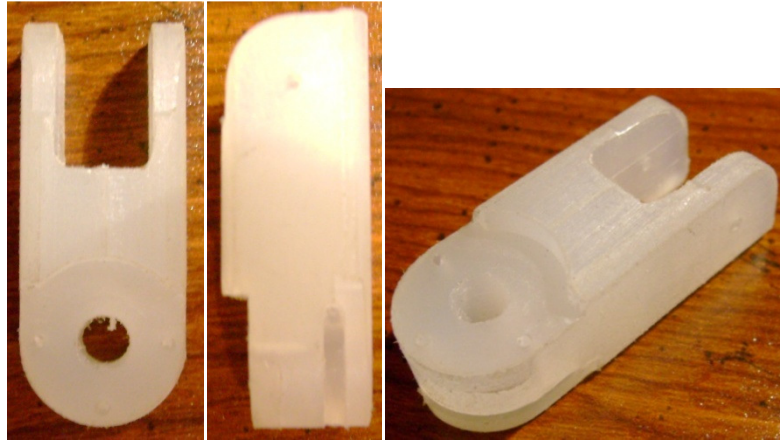


Figura 90. Metacarpo del dedo pulgar.



Figura 91. Metacarpo del dedo pulgar.

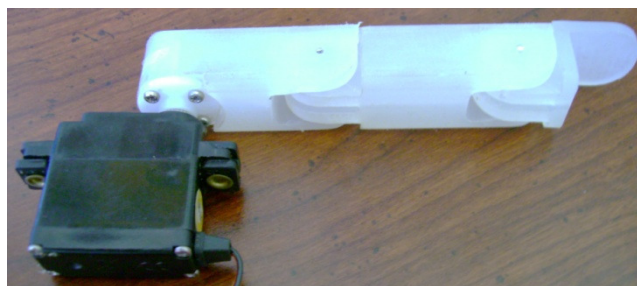


Figura 92. Metacarpo del dedo pulgar.

6.1.1.6.3 Discusión. En el diseño del dedo pulgar se usó el mismo diseño de la falange proximal y distal ya diseñado para simplificar el maquinado de las piezas, ya que se tiene una menor cantidad de diseños que crear. Se utilizó la falange proximal en lugar de la media para el dedo pulgar, porque al igual que un dedo pulgar humano, éste

está constituido por un metacarpo, una falange proximal y una distal. Además, al comparar los largos de la falange proximal y la distal, la falange proximal es la que más se asemeja al largo de la falange del dedo pulgar.

La forma en que salen los hilos se creó de esa manera debido a que el pulgar rota sobre un eje en la base del metacarpo. Durante la rotación del pulgar no se desea que los hilos y alambres que van hacia el pulgar se tiren o suelten. Con este diseño se hace que los hilos y alambres pasen muy cerca del eje de rotación logrando que no se muevan.

6.1.2. Diseño y fabricación de las piezas de la mano. En esta sección se tratará el diseño y la fabricación de la palma, las poleas, el brazo y la estructura que sujeta los servos al brazo.

6.1.2.1. Diseño experimental.

6.1.2.1.1 Palma. El diseño de la palma fue hecho para que la mano completa tenga el mayor parecido a la mano humana de un hombre adulto. Esta palma se diseñó para ser una mano derecha, ya que el pulgar está colocado a la derecha de la palma. Las articulaciones de cada uno de los dedos frontales tienen la misma forma y funcionamiento que las demás articulaciones del dedo.

En la palma se creó un espacio vacío dentro del cual va sujeto el servo que hace rotar el dedo pulgar. Además, todos los hilos y alambres de cada dedo son guiados por medio de tubos hacia la muñeca para que lleguen todos juntos al brazo. Este espacio vacío está cubierto con una tapadera de acrílico que se atornilla a la palma.

En la base de la palma se sujeta una pieza, cuya función es similar a la de una muñeca humana y permite que la mano completa rote alrededor de 20° a cada lado. Esta pieza se sujeta al brazo y por ésta pasan todos los hilos y alambres provenientes de la mano. Esta pieza se diseñó como una bisagra y las esquinas de la palma topan con ella permitiendo que rote unos cuantos grados. Esta pieza sujeta la palma por medio de un tornillo que al

apretarse provee una mayor fricción, logrando que la palma permanezca en la posición deseada.

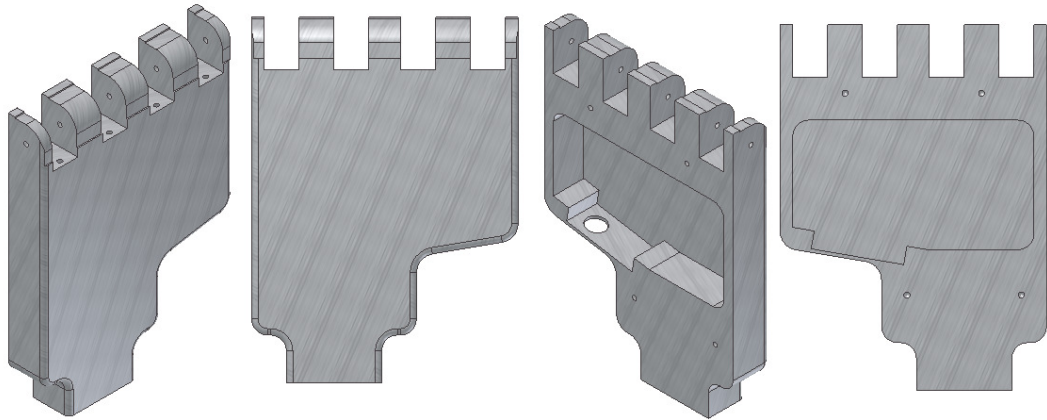


Figura 93. Modelo de la palma.

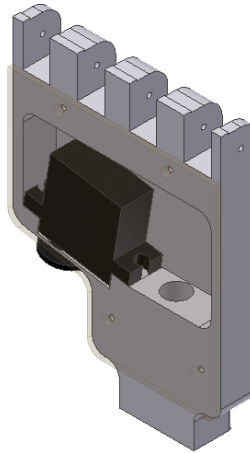


Figura 94. Modelo de la palma con el servo sujeto en su posición.

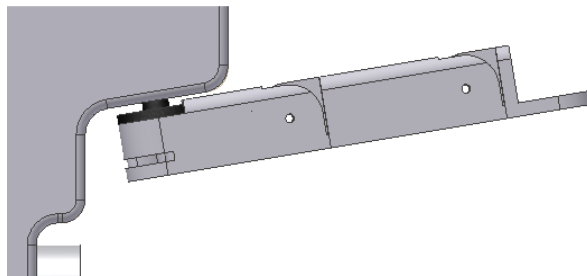


Figura 95. Pulgar extendido a un costado de la palma.

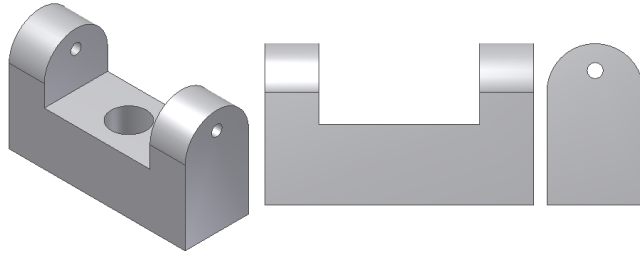


Figura 96. Modelo de la pieza que sujeta la mano al brazo.

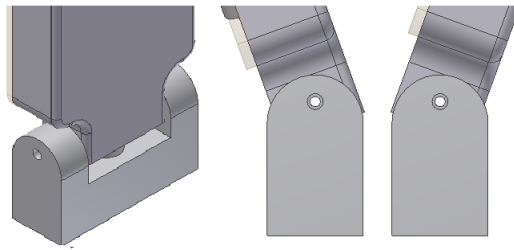


Figura 97. Modelo de la muñeca y la rotación permitida hacia cada lado.

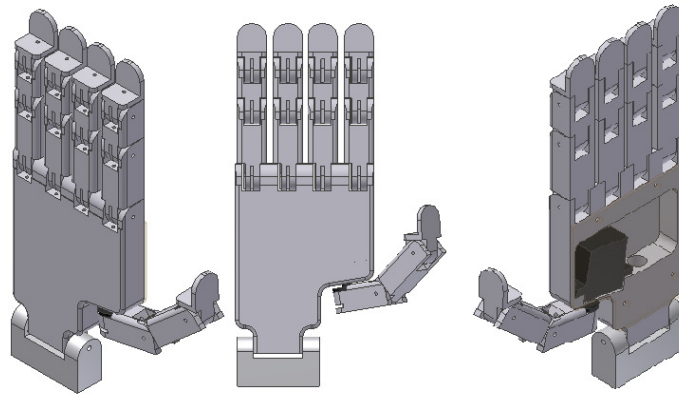


Figura 98. Vistas de la mano completa.

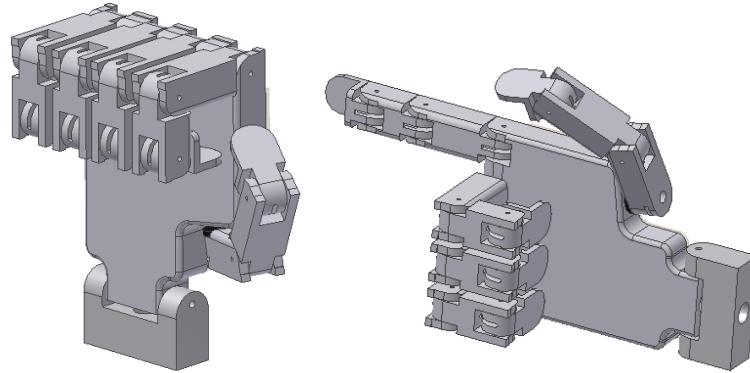


Figura 99. Modelo de la mano en puño y señalando.

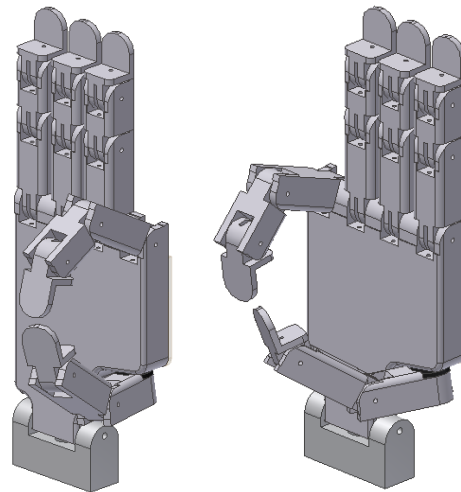


Figura 100. La punta del dedo pulgar tocando la punta del dedo índice y meñique.

6.1.2.1.2 Poleas. Para tirar del hilo que flexiona los dedos, se diseñó y construyó una polea que va sujeta a un servo. Debido a que se utilizaron dos resortes distintos, uno de ellos más duro que el otro, se utilizan dos hilos para flexionar cada dedo y la polea posee dos radios distintos. El hilo que flexiona la articulación entre el metacarpo y la falange proximal, se sujeta en la polea a la parte con 8 mm de radio y el otro hilo flexiona las otras dos articulaciones del dedo y se sujeta en la polea a la parte con 16 mm de radio.

El tamaño de la polea se diseñó para que el dedo se flexione totalmente. Esto se realizó tomando en cuenta la distancia que se debe tirar cada hilo y que la rotación del servo es de 180° .

Para fabricar las poleas se utilizó un torno. En el torno se montó la pieza plástica cilíndrica y se hicieron cortes hasta los diámetros especificados. Luego se cortó cada polea.

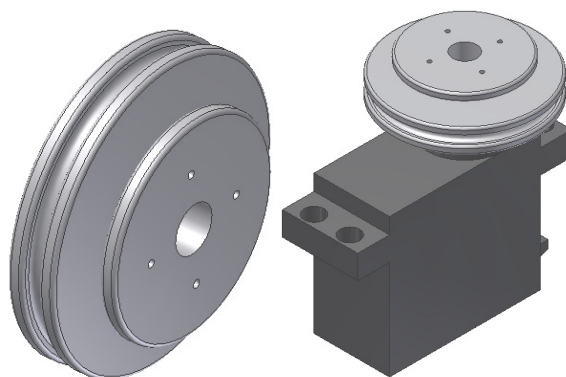


Figura 101. Diseño de la polea.

6.1.2.1.3 Brazo. El diseño del brazo se hizo de tal forma que dentro de él se puedan colocar los circuitos, servos y la batería. El brazo debe ser resistente para proteger lo que está dentro de él y también debe verse bien. Luego de estudiar y diseñar varias formas se tomó la decisión de hacerlo como un tubo a base de fibra de vidrio y resina. Este tubo tiene un radio constante desde el codo hasta la mitad del brazo para poder almacenar la estructura con los servos en este espacio. De la mitad del brazo hasta la muñeca el radio disminuye y el círculo se vuelve un óvalo. En este espacio se almacenarán los circuitos.

Para crear el brazo con fibra de vidrio y resina se siguieron varios pasos que se describen a continuación. Primero, se realizó un molde de cartón con una forma que se asemeje al brazo de un hombre como se observa en la figura 102 y 103. A este molde se le aplicó un desmoldante, una capa de un material que facilita la separación del molde de la pieza. Segundo, se cortó la fibra de vidrio, la cual se encuentra como una tela, a la

medida necesaria para poder envolver al molde por completo. Tercero, se preparó la resina a la cual se le aplica un catalizador el cual hace que esta endurezca. Cuarto, se envolvió el molde con la fibra de vidrio y se le aplicó la resina hasta que esta cubrió por completo la fibra de vidrio. Al brazo se le aplicaron tres capas de fibra de vidrio para tener una pieza más resistente. Por último, se esperó a que la resina endureciera y luego se removió el molde.

Con la pieza del brazo lista, se procedió a atornillar la pieza de la muñeca a la punta de éste y luego a estudiar cómo colocar dentro los servos, la batería y los circuitos.

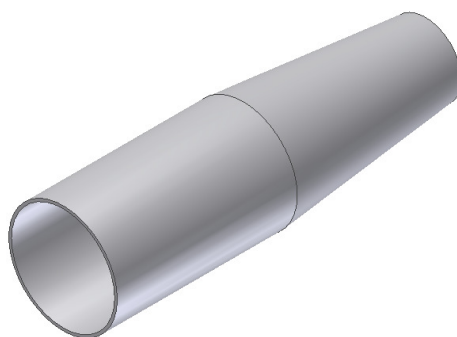


Figura 102. Modelo del brazo.

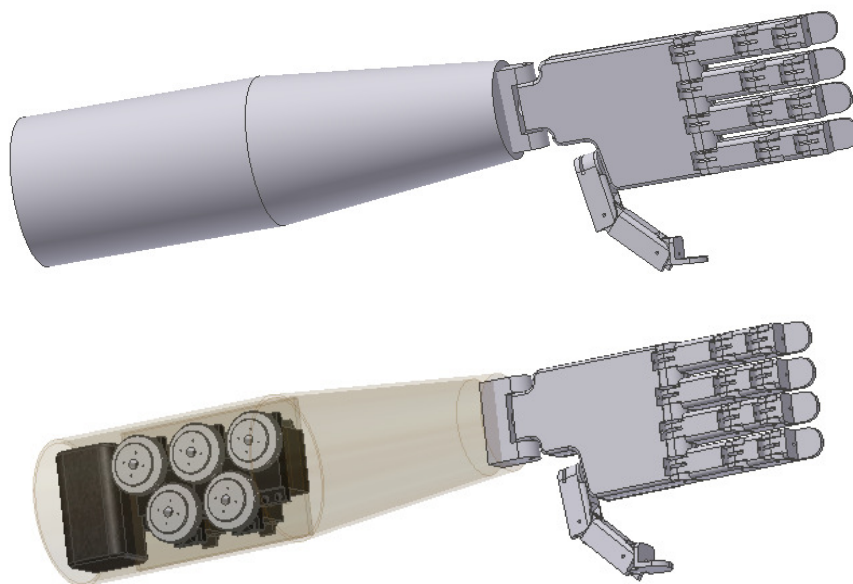


Figura 103. Modelo de la prótesis. Dentro del brazo se muestra el lugar donde se colocan los servos y la batería.

6.1.2.1.4 Estructura que sujeta los servos. Para sujetar los servos que irán colocados en el brazo, se debió diseñar una estructura en la que los servos ocupen el menor espacio posible. Además, los hilos que salen de cada servo deben juntarse para que no sea un problema llevarlos hasta la mano. Luego de estudiar distintas formas de colocar los servos, se decidió colocarlos uno a la par del otro con las poleas de un mismo lado. Debido a que las poleas son más grandes que el ancho de los servos, si se pusieran rectos uno a la par del otro, éstas toparían una con otra. Para evitar esto, se traslapan los servos, uno hacia la izquierda y el otro a la derecha para que quepan las poleas.

Esta pieza se creó de fibra de vidrio con el mismo proceso que el brazo. En este caso se utilizó una superficie plana y lisa sobre la cual poner las capas de fibra y la resina.

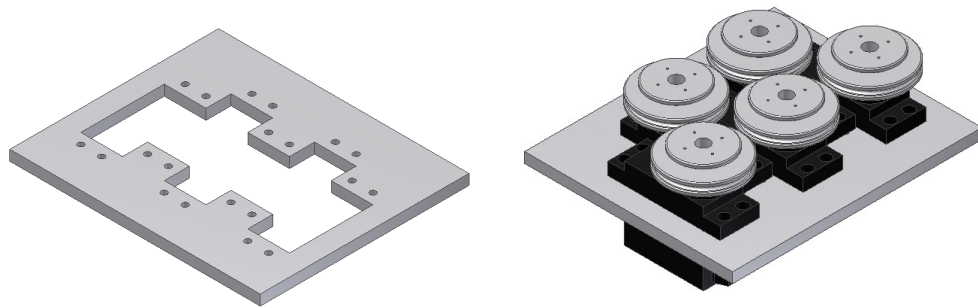


Figura 104. Pieza que sujeta los servos.

6.1.2.2. Resultados.

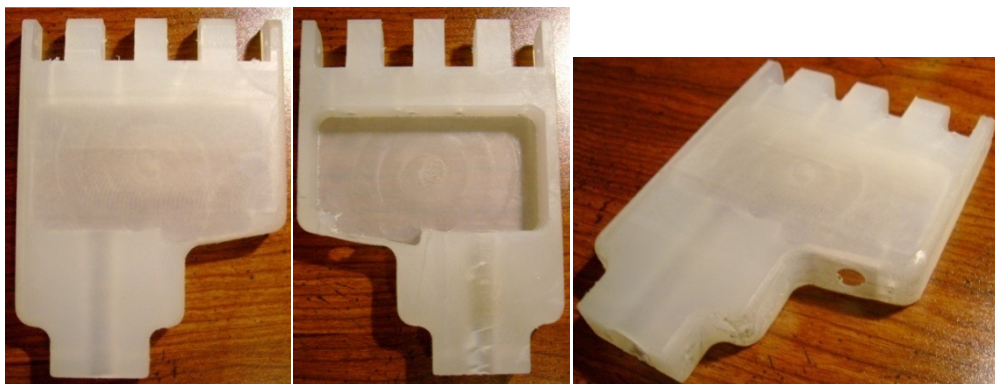


Figura 105. Palma.



Figura 106. Brazo de la prótesis y el espacio interno que posee.



Figura 107. Comparación entre la prótesis y un brazo humano.



Figura 108. Estructura que sujeta los servos y las poleas para cada dedo.

6.1.2.3. Discusión. La posición en la que se colocó el pulgar en la palma se realizó así para que quede acorde a la posición de una mano real. De esta forma, cuando el dedo pulgar está extendido a un lado de la palma, éste estará en la misma posición que una mano real.

Los dedos en la palma se colocaron todos a la misma distancia, en línea recta, ya que el maquinado de ésta se complica enormemente. Otra razón fue que colocarlos a diferente distancia no trae mayor beneficio para la funcionalidad de este prototipo de prótesis. Colocando los dedos de esta forma se logran casi todos los agarres y posiciones que logra una mano humana. El mejor ejemplo es que se logre tocar la punta del dedo pulgar con el dedo índice y meñique como se observa en la figura 100.

Dentro del brazo se colocarán todos los circuitos de la prótesis. Para incorporar todos los sistemas correctamente se decidió colocar la batería lo más alejada de la mano, luego los servos y con esto queda un gran espacio donde colocar los circuitos. De esta forma queda suficiente espacio entre los servos y la muñeca para acomodar todos los circuitos, como se observa en la Figura 103.

El tamaño de la pieza que sujeta los servos se creó para que ésta pueda colocarse dentro del brazo. Como se observa en la figuras 108, la estructura queda compacta logrando que ocupe un menor espacio dentro del brazo.

6.1.3. Creación de las puntas o yemas de los dedos.

6.1.3.1. Diseño experimental. La creación de las yemas se realizó por medio de un molde hecho de yeso. Para crear este molde se debe tener la pieza que se creará para que el molde copie esa forma. La forma de la yema se crea con plasticina que se moldea sobre la falange distal ya creada hasta tener la forma deseada. Luego se prepara el yeso, el cual se encuentra como un polvo y solamente hay que agregarle agua, y se vierte en un envase. Antes que el yeso endurezca, se introduce la falange distal dentro de este hasta que cubra por completo la plasticina. Después de unas horas, en que el yeso haya endurecido, se retira la falange y la plasticina.

Con el molde terminado se procede a crear la yema. Se llena de silicón el espacio de la yema en el molde y luego se introduce la falange distal, se presiona la falange para que

salga el exceso de silicón. Se deja en reposo por unos días hasta que se endurezca el silicón. Una vez que se haya endurecido el silicón, se procede a romper el molde para sacar la pieza. Debido a que hay que romper el molde para extraer la pieza se debe crear un molde para cada dedo o se introducen todas las falanges que quepan dentro del envase donde se vertió el yeso.

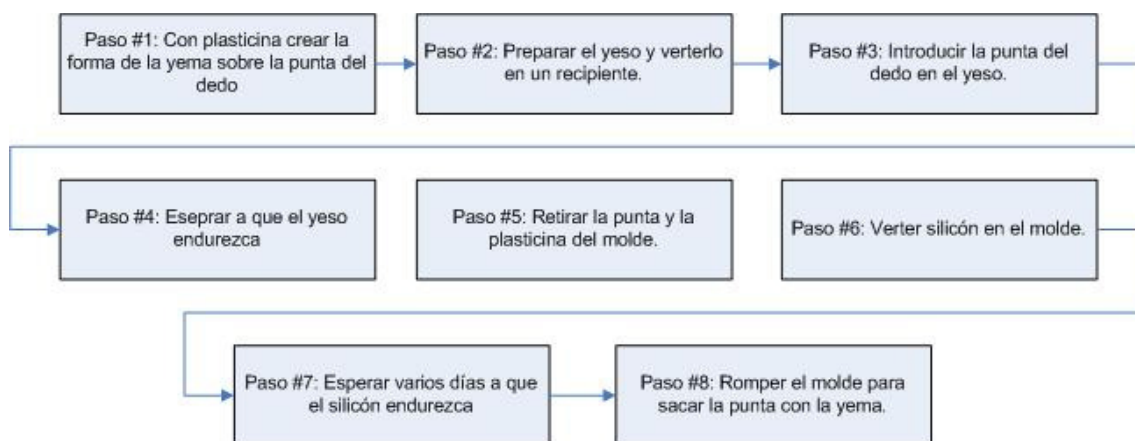


Figura 109. Diagrama de flujo del proceso para crear las yemas de silicón.

6.1.3.2. Resultados.

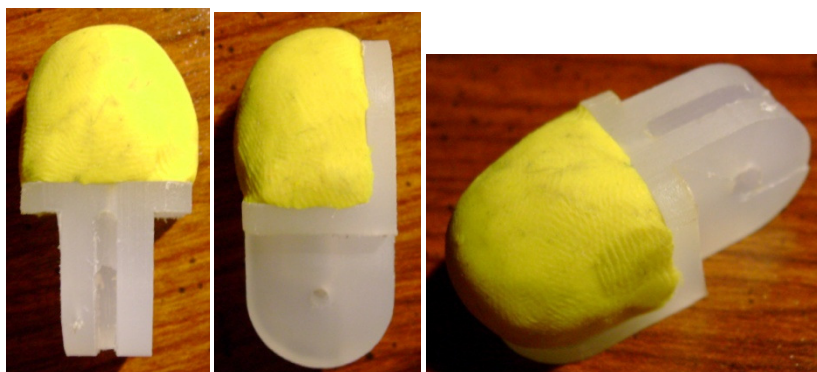


Figura 110 Forma de la yema con plastilina.

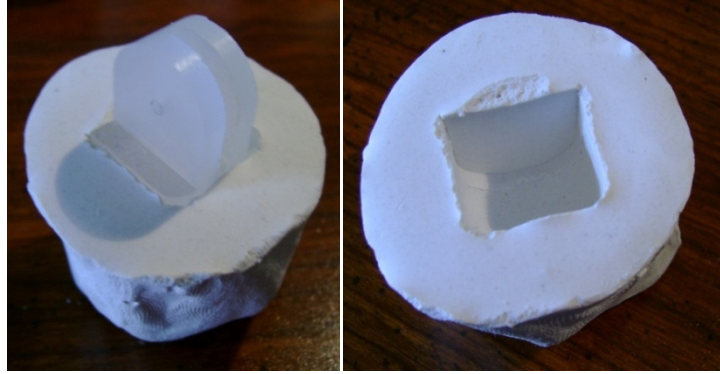


Figura 111. Punta con la yema introducida en el yeso y el molde que se obtiene.



Figura 112. Yema del dedo terminada. Ésta se despega de la falange distal para poder colocar el sensor de fuerza.

6.1.3.3. Discusión. Durante la creación de la yema no se introduce el sensor de tacto por varias razones. Primero, estos sensores son muy costosos por lo que no se desea dañarlos durante el proceso. Al crear la yema de esta forma, la parte que toca la punta queda plana con lo cual se tiene una superficie de contacto para el sensor y así lograr transferir la fuerza que recibe el silicón al sensor.

6.1.4. Integración de todas las piezas fabricadas.

6.1.4.1. Resultados.



Figura 113. Distintas posiciones y agarres que puede tener la prótesis.

6.1.4.2. Discusión. Con todas las piezas fabricadas se procedió a armar la prótesis. Este proceso fue complicado, pero al final todo resultó bien, la prótesis funcionó correctamente en todos sus aspectos. El principal problema fue que el hilo del dedo pulgar, por tener muchos dobleces debido a que el pulgar rota, tenía mucha fricción y el resorte no lograba extender la articulación distal. Para solucionar esto se redondearon las esquinas de los conductos por los que pasa el hilo y se colocó un resorte con mayor torsión.

Con la prótesis terminada se procedió a probarla y como se observa en la figura 113 ésta tiene una gran dexteridad logrando agarrar varios tipos de objetos de varios pesos. Se comprobó una de las mayores dudas que se tenía, si la prótesis lograría sujetar objetos pesados como un vaso lleno de agua.

6.2. Módulo de Potencia.

6.2.1. Diseño experimental.

6.2.1.1. Conocer las necesidades de potencia y voltaje de los demás módulos. Una vez que cada grupo determinó qué dispositivos electrónicos utilizará en sus circuitos, se puede proceder a diseñar el circuito de potencia con los voltajes que sean necesarios. El módulo de Control utiliza dispositivos digitales que se alimentan con 5V. El módulo de Sensores es un sistema analógico que utiliza amplificadores operacionales lineales los cuales se alimentan con 5V. El módulo de Interfaz Humana utiliza dispositivos digitales y amplificadores de señales pequeñas que se alimentan con $\pm 5V$. El módulo de Mecatrónica utiliza servos que se alimentan con 5V. Por último, en este módulo se utilizarán 5V para alimentar el indicador de carga. Por lo tanto, el circuito de potencia debe proveer un voltaje regulado de $\pm 5V$. Para evitar que los motores de los servos introduzcan interferencia en los circuitos digitales se crearon dos circuitos reguladores de 5V uno para los circuitos digitales y otro para los motores servo. El circuito que provea de voltaje a los servos se creó de tal forma que pueda proveer de gran potencia debido a que, los servos tienen un mayor consumo de energía que los demás circuitos.

6.2.1.2. Determinar la batería que se utilizará. Luego de investigar diferentes tipos de baterías recargables, se escogió una batería de ion de litio de dos celdas con una capacidad de 4400mAh a 7.4 V. Se escogió esta batería por tener una gran densidad de carga en comparación con las baterías de níquel cadmio o níquel hidruro metálico y por no tener efecto de memoria. Entre los beneficios y características de esta batería se encuentran:

- Batería de ion de litio de alta calidad.
- Constituida de 4 baterías cilíndricas de ion de litio de 2200 mAh.
- Poco peso y una mayor densidad de carga que otra batería recargable.
- No posee efecto de memoria.
- Se puede almacenar durante más tiempo que otras baterías recargables.
- Posee un circuito interno que previene que la batería se sobre cargue, sobre descargue y limita la corriente máxima de descarga para evitar que esta se dañe y prologar la vida de la batería.

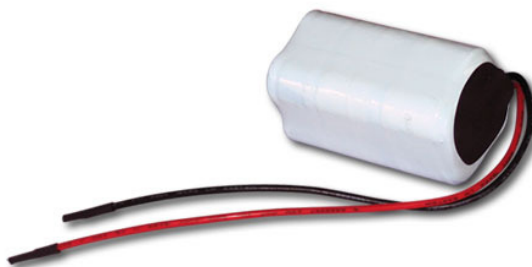


Figura 114. Batería utilizada en la prótesis [68].

Tabla 9. Especificaciones de la batería utilizada [68]

Capacidad	4400mAh
Voltaje	7.2V (pico a 8.4V)
Dimensiones	36mm x 36mm x 70mm
Peso	6.4 oz
Max. corriente de carga	1C (4.0A)
Max. corriente de descarga	2.5C (9A)
Voltaje de corte	6V

Esta batería tiene un tamaño compacto como para caber dentro del brazo y suficiente capacidad como para que la prótesis funcione durante varias horas.

6.2.1.3. Determinar los dispositivos electrónicos que se utilizaran para los circuitos.

6.2.1.3.1 Regulador de voltaje. Para obtener un voltaje regulado de 5V, se utilizó el regulador de voltaje de tres terminales de 5V, NTE960 (78L05). Este regulador posee un limitador de corriente interno y se apaga si ocurre un sobrecalentamiento. Este regulador puede proveer más de un Amperio de corriente.

6.2.1.3.2 Transistor de silicón de uso general, NTE377. Para suplir la demanda de energía de todos los circuitos, se utiliza un transistor de uso general, NTE377, que se conecta junto con el regulador de voltaje para proveer un voltaje regulado con hasta 10 A de corriente.

6.2.1.3.3 Controlador de carga de baterías de ion de litio. Para cargar la batería de ion de litio, se utilizó un circuito integrado vendido por Microchip llamado MCP73864 “Advanced Dual Cell, Fully Integrated Li-Ion/Li-polymer charge management controller”. El MCP73864 está diseñado para ser usado con baterías con dos celdas de ion de litio o polímero de litio.

Este dispositivo es un controlador de carga altamente avanzado que realiza varios procesos para cargar la batería de la mejor manera alargando la vida media de la misma. El primer paso es el de pre acondicionamiento, en el cual se revisa el estado de la batería y del voltaje de alimentación para iniciar el ciclo de carga. Si la batería está muy descargada, en este paso, se le aplica una pequeña carga para continuar con el siguiente paso. El segundo paso es el de carga rápida con una corriente constante. En este paso se le aplica una corriente constante a la batería hasta que llega a un voltaje y se continúa con

el siguiente paso. El tercer paso es el de voltaje constante. En este paso se le aplica un voltaje constante a la batería de 8.4 V hasta que ésta se carga completamente.

Una vez terminada la carga, este dispositivo monitorea la batería y la recarga cuando ésta baja de un voltaje determinado. En todo momento el dispositivo revisa la batería por alguna falla y detiene la carga si ocurre algún error. El dispositivo posee también un reloj interno que detiene la carga en caso haya transcurrido cierto tiempo y no se haya logrado cargar la batería.

6.2.1.3.4 Convertidor de voltaje. Para obtener un voltaje negativo se utiliza el convertidor DC-DC, TC962. Este dispositivo es un convertidor DC a DC que puede proveer hasta 80 mA. Este dispositivo puede funcionar como un inversor proveyendo de un voltaje negativo a partir de un voltaje positivo. Este dispositivo tiene una eficiencia en la conversión de voltaje del 99%.

Este dispositivo funciona mediante la carga y descarga de un capacitor. Primero se conectan dos interruptores los cuales cargan el capacitor con el voltaje de alimentación. Luego se desconectan estos interruptores y otros conectan el capacitor con un pin del dispositivo pero con la polaridad invertida. El capacitor carga otro capacitor el cual almacena la carga y se repite el proceso de nuevo.

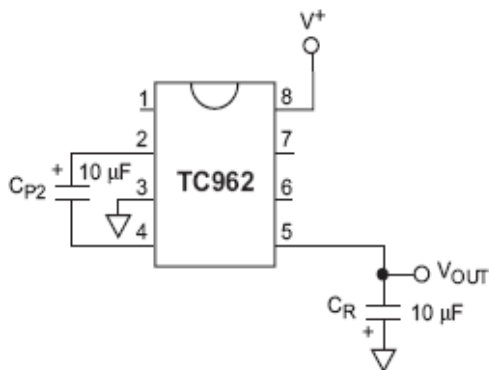


Figura 115. Diagrama común de conexión del TC962 [D31].

6.2.2. Diseño de los circuitos.

6.2.2.1. Circuito de carga. Para cargar la batería de ion de litio se utilizó un circuito integrado, MCP73864, diseñado específicamente para baterías de dos celdas de ion de litio. El voltaje de alimentación del circuito debe estar entre 8.7 y 12 V para poder proveer de un voltaje regulado de 8.4 V. Para conocer el estado del ciclo de carga el circuito contiene dos LED conectados a los pines STAT1 y STAT2. El LED conectado a STAT1 indica cuándo se está cargando la batería. El LED conectado a STAT2 indica que ocurrió una falla durante el ciclo de carga. Esta falla pudo ser causada por un voltaje de alimentación inadecuado o la batería no terminó de cargarse luego de cierto lapso de tiempo.

Este circuito se conecta a 110V y se obtiene el voltaje que necesita el circuito mediante un transformador que lo reduce a 12 volts. Con un diodo y un capacitor se rectifica el voltaje para obtener un voltaje DC y se utiliza un regulador de voltaje de 12 volts para evitar subidas en el voltaje que puedan dañar el controlador de carga.

En el diseño del circuito se incorporó un potenciómetro con el cual se puede controlar la corriente que el circuito provee para la carga de la batería. Rotando el potenciómetro en sentido de las agujas del reloj se incrementa la corriente. Con este potenciómetro se puede escoger una corriente de carga desde 100mA hasta 1.2 A.

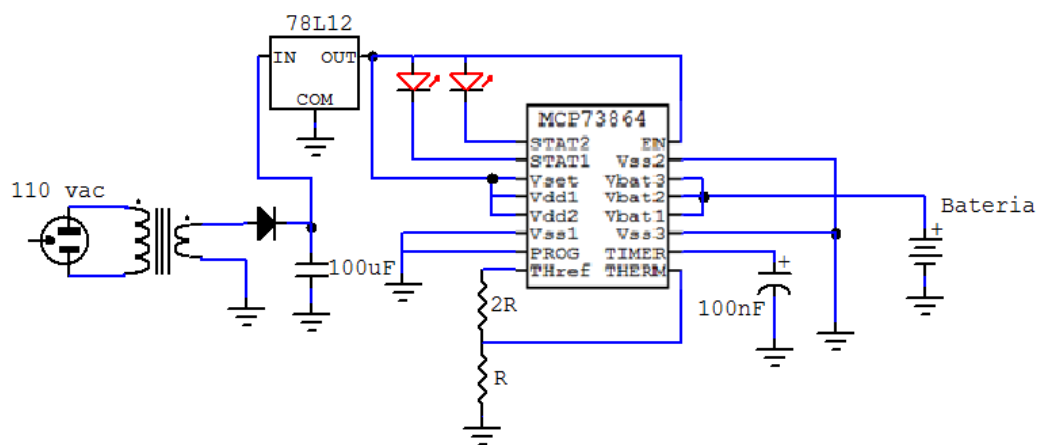


Figura 116. Diagrama del circuito para cargar una batería con dos celdas ion de litio.

6.2.2.2. Regulador de voltaje. El circuito que provee de un voltaje regulado a toda la prótesis está constituido por dos reguladores de voltaje, dos transistores de uso general y un convertidor DC – DC. Se construyeron dos circuitos reguladores de 5V uno para los servos y otro para los demás circuitos. Se crearon dos reguladores separados para evitar que los servos introduzcan alguna interferencia en los demás circuitos. Los circuitos reguladores de voltaje pueden proveer en exceso la corriente que puedan absorber los servos y los otros circuitos.

En el circuito regulador, el 78L05 es el que mantiene 5V en la salida de circuito, mientras que el transistor provee de la corriente necesaria. Cuando no se conecta ninguna carga el transistor se encuentra inactivo. Una vez se conecta una carga, el regulador de voltaje 78L05 proveerá de la potencia necesaria y se creará una diferencia de potencial entre las terminales de la resistencia de 500 Ω . Si la carga absorbe una potencia mayor la diferencia de potencial, en la resistencia, activará el transistor y este proveerá de la corriente necesaria a la carga.

En el voltaje regulado de 5V que provee de potencia a los circuitos se conectó el convertidor DC – DC para obtener de -5V regulados con hasta 80 mA de corriente. Esta corriente es suficiente para alimentar los amplificadores operacionales que usará el módulo de Interfaz humana, ya que un amplificador operacional común consume un promedio de 5 mA.

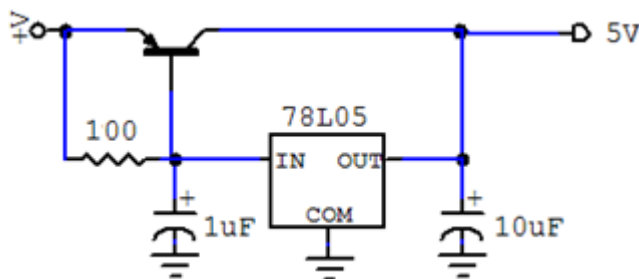


Figura 117. Diagrama del circuito regulador de voltaje.

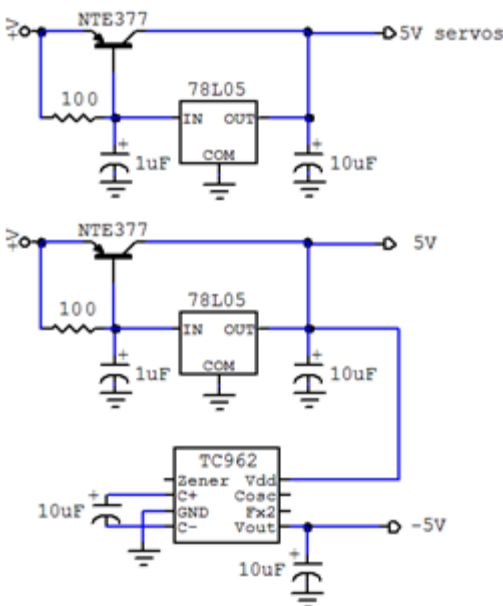


Figura 118. Diagrama del circuito regulador de voltaje usado en la prótesis.

6.2.2.3. Indicador de voltaje. Debido que el voltaje de la batería decrece proporcionalmente con la carga de la misma, es posible conocer la carga restante en la batería. Para la batería de ion de litio utilizada 8.4 V indican una batería totalmente cargada y 6 V para una batería descargada.

El indicador de carga en la batería se realizó con la ayuda del microcontrolador PIC18F1330. El voltaje de la batería se divide a la mitad mediante un divisor de voltaje hecho a partir de dos resistencias conectadas en serie, esto para que el rango de voltaje se encuentre entre 0 y 5V. Este voltaje se convierte a un valor digital mediante el convertidor análogo a digital del microcontrolador. Para una batería cargada se leerá un valor digital alrededor de 210 mientras que para una batería descargada uno de 150. Este rango de valores digitales se divide en cinco escalas para representar la carga de la batería con un intervalo del 20%. La carga restante en la batería se desplegará en cinco LED al presionar un botón. Para una carga mayor al 80%, se tendrán los cinco LED encendidos, con una carga entre 60% y 80% se tendrán cuatro LED encendidos y así sucesivamente. Para una carga menor al 20% se encenderá de forma intermitente solamente un LED indicando que se debe recargar la batería.

Adicionalmente, el indicador muestra la función en la que se encuentra el sistema de la prótesis. El circuito del módulo de Control posee dos salidas digitales con las cuales se le indica a este circuito la función en la que se encuentra la prótesis. Cuando no esté presionado el botón que muestra la carga en la batería se encenderá uno de las cuatro LED indicando en cual de la cuatro funciones se encuentra la prótesis. En el caso en que la carga de la batería se encuentre baja, se mostrará la función en que se encuentra la prótesis con uno de los cuatro LED encendidos y el LED restante se encenderá de forma intermitente.

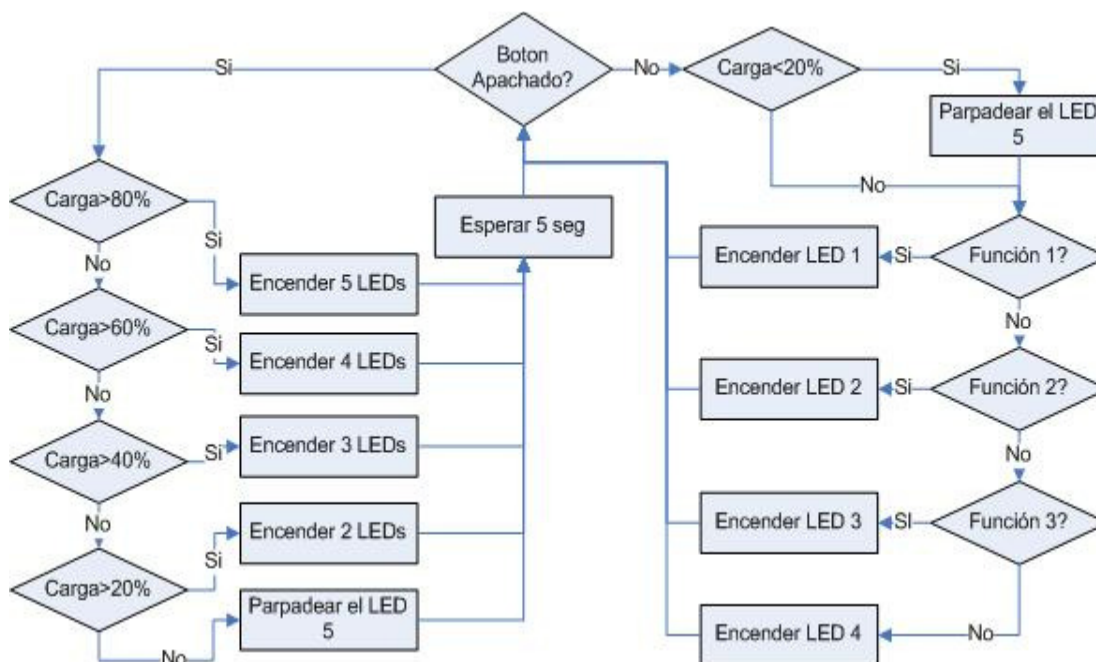


Figura 119. Diagrama de flujo del funcionamiento del indicador de carga en la batería e indicador de función.

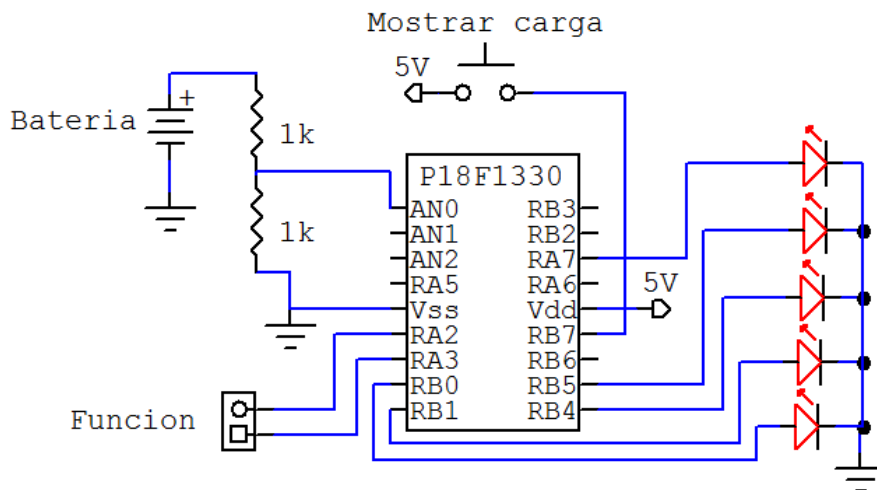


Figura 120. Diagrama del circuito del indicador de carga en la batería.

6.2.2.4. Diseño de los circuitos impresos, PCB.

6.2.2.4.1 Circuito de carga.

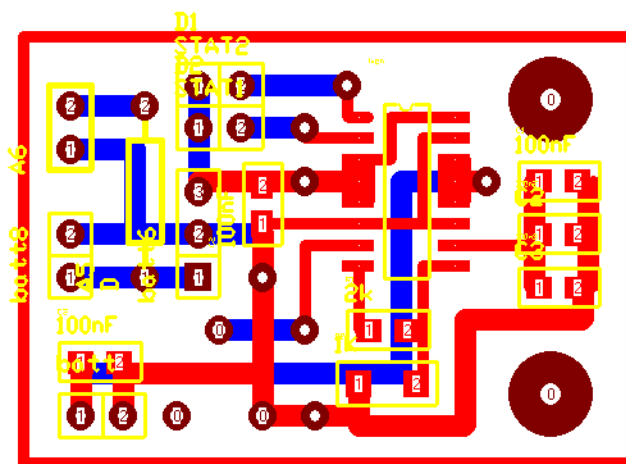


Figura 121. Diagrama del circuito impreso del cargador.

6.2.2.4.2 Regulador de voltaje.

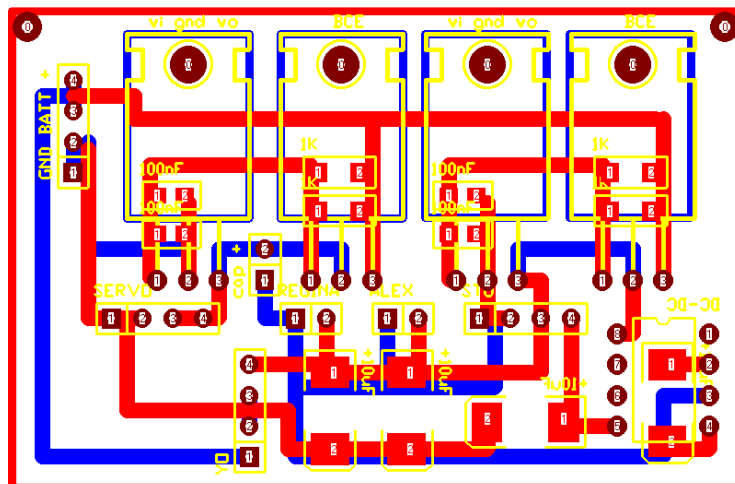


Figura 122. Diagrama del circuito impreso del regulador de voltaje.

6.2.2.4.3 Indicador de voltaje.

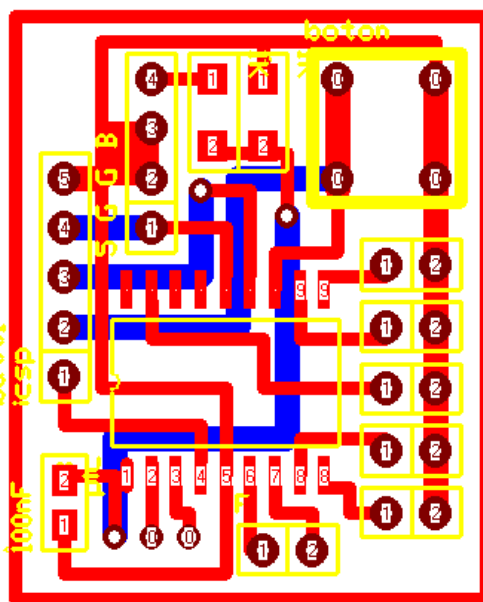


Figura 123. Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería.

6.2.3. Resultados. Una vez se tenían armados el circuito regulador de voltaje se procedió a probarlos para comprobar su buen funcionamiento. El circuito de carga obtiene su energía de 110V y carga la batería con una corriente de 1.2 A. La batería utilizada en la prótesis, la cual posee una capacidad de 4400 mAh se carga en alrededor de 3 horas 30 minutos.

Para conocer la capacidad de carga del circuito regulador de voltaje se utilizó un reóstato con el cual se varía la carga que se le aplica al regulador. Un reóstato es un dispositivo similar a un potenciómetro, se puede variar la resistencia entre sus terminales, la diferencia es que por este dispositivo puede pasar una corriente mucho mayor. Se midió la corriente y el voltaje de salida del regulador para conocer cómo reacciona con distintas cargas. Los resultados se pueden observar en la tabla 10.

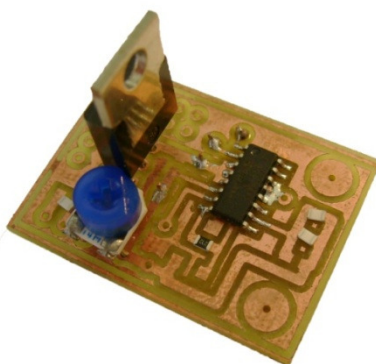


Figura 124. Circuito que carga la batería.

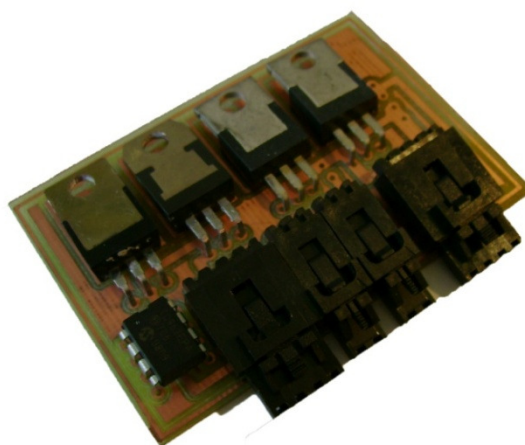


Figura 125. Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería.

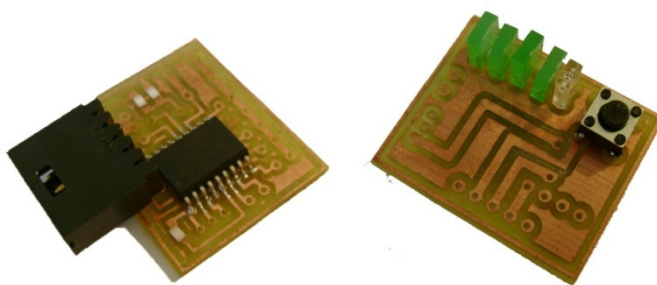


Figura 126. Diagrama del circuito impreso del indicador de carga en la batería.

Tabla 10. Voltaje del regulador para distintas cargas.

Carga (A)	Voltaje (V)
0.1	5.06
0.5	5.06
1	5.06
1.5	5.05
2	4.98
2.5	4.97
3	4.94
3.5	4.92
4	4.87
4.5	4.84
5	4.79

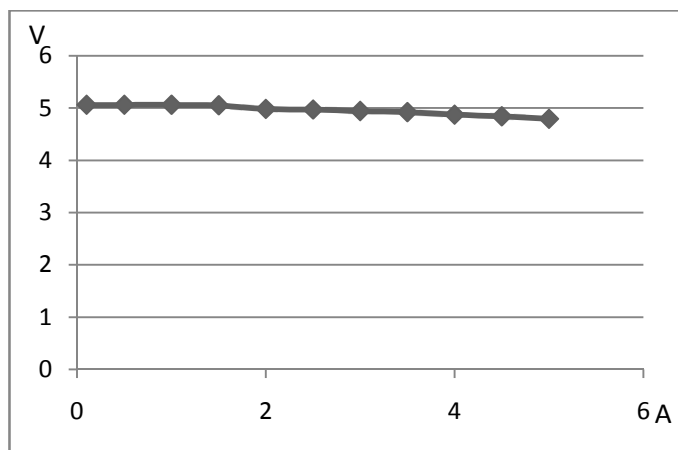


Figura 127. Relación voltaje vs. corriente del regulador de voltaje.

6.2.4. Discusión. El circuito para cargar la batería provee hasta una corriente de 1.2 A para cargar la batería. Con la batería seleccionada para la prótesis este circuito cargara la batería en aproximadamente 4 horas. El chip controlador debe proveer de una gran corriente por lo que necesita de un disipador para evitar que se sobrecaliente durante la carga de la batería. Con el potenciómetro se puede controlar el tiempo de carga de la batería al variar la corriente de carga. Si se escoge una corriente de carga menor, se generará menos calor durante la carga, pero la batería tardará más en cargarse.

Luego de construido el circuito regulador de voltaje, se procedió a probarlo. Este regulador logra mantener un voltaje regulado de $\pm 5V$ para alimentar los circuitos y de 5V para alimentar los servos. Los reguladores, logran proveer de la corriente necesitada por los servos y los circuitos durante el funcionamiento de la prótesis. Dentro del sistema de la prótesis los que más consumen energía son los servos, cuando los 6 servos están en funcionamiento consumen hasta 4 A por lo que se comprueba que este regulador de voltaje es adecuado para la prótesis. Los transistores deben estar sujetos a un disipador de calor ya que cuando proveen de una gran corriente estos se calientan notablemente. En este diseño se incluyeron varios capacitores para minimizar el ruido introducido a los otros módulos por los motores durante su funcionamiento. Adicionalmente a estos capacitores, se le indicó a los demás módulos que agregaran capacitores en las líneas de voltaje de sus circuitos, para asegurar que no reciban picos de voltaje en sus circuitos. Estos capacitores agregados a los circuitos son sólo como prevención, este sistema, por ser alimentado por una batería no posee el ruido que tendría una fuente externa de voltaje. Este diseño se realizó lo más pequeño posible, pero por el tamaño de los transistores, los enchufes y los disipadores no se logro reducir más su tamaño.

El indicador de carga en la batería funciona correctamente. Debido a que la batería tiene una relación lineal entre la carga y el voltaje, se pudo conocer la carga en la batería adecuadamente. El microcontrolador utilizado funciona con el reloj interno más lento que posee, que es de 31kHz. Se utiliza este oscilador ya que tiene un bajo consumo de energía, menor a los osciladores más rápidos y el microcontrolador no necesita procesar muchas instrucciones en poco tiempo. En este circuito se incluyó una tarea del módulo de

Interfaz Humana que es la de mostrar la función en que se encuentra la prótesis. Se realizó esta tarea dentro del circuito, para que se tenga que evitar poner otro circuito con LEDs que indique la función, reduciendo la cantidad de circuitos que se deben colocar dentro de la mano.

6.3.Módulo de Interfaz Humana.

6.3.1. Obtención de señales EMG

6.3.1.1. Diseño Experimental # 1. Como primer paso para la comprensión del movimiento humano de la mano, se investigaron los músculos clave encargados de los movimientos de la mano. Estos pueden encontrarse al final de la Tabla 4. Estos músculos, por encontrarse tan cercanos unos a otros y debido a que su área superficial en la piel es muy pequeña, se desecharon como músculos para utilizar como generadores de señales EMG. La disposición anatómica de dichos músculos genera mucho ruido cruzado entre ellos; además, no tienen suficiente área superficial para posicionar los dos electrodos necesarios para captar diferentes señales EMG. Esta posición queda, sin embargo, como una opción para captar una única señal EMG.

El primer paso para poder trabajar con señales EMG es amplificar las señales captadas por los electrodos superficiales (Figura 128). Para esto, se implementó un circuito amplificador que consiste de tres amplificadores operacionales. El diagrama de tal circuito se observa en la Figura 130.



Figura 128. Electrodo para electrocardiogramas.



Figura 129. Ubicación de los electrodos para las pruebas (en rojo).

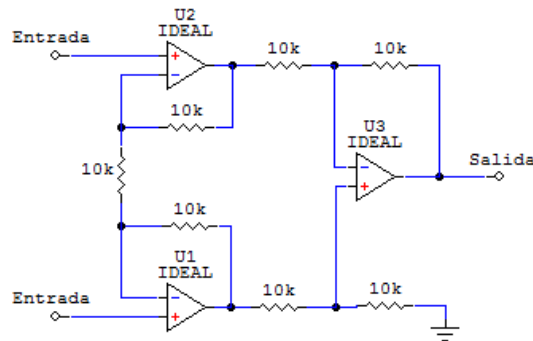


Figura 130. Circuito amplificador de tres amplificadores operacionales (Ganancia = 100).

En la configuración mostrada, el circuito proporciona una ganancia de 100, amplificando las señales EMG a un rango entre los 20 y 100mV, dependiendo del posicionamiento de los electrodos, contando así con una forma para observar éstas señales. Luego se procedió a diseñar una aplicación simple en Visual Basic 6.0, en la cual se almacenaban muestras tomadas por un microcontrolador durante un período de tiempo. El diagrama de flujo del funcionamiento de la aplicación puede observarse en la figura 131. La figura 132 muestra un diagrama esquemático del sistema implementado.

En la aplicación, el usuario realizaba flexiones o extensiones de los músculos, y el programa captaba estas activaciones como picos de voltaje sobre el nivel de un ruido constante, conocido como ruido base. Una vez tomadas las muestras, éstas eran desplegadas y graficadas, y podían exportarse a un archivo CSV para luego ser analizadas en una hoja de cálculo.

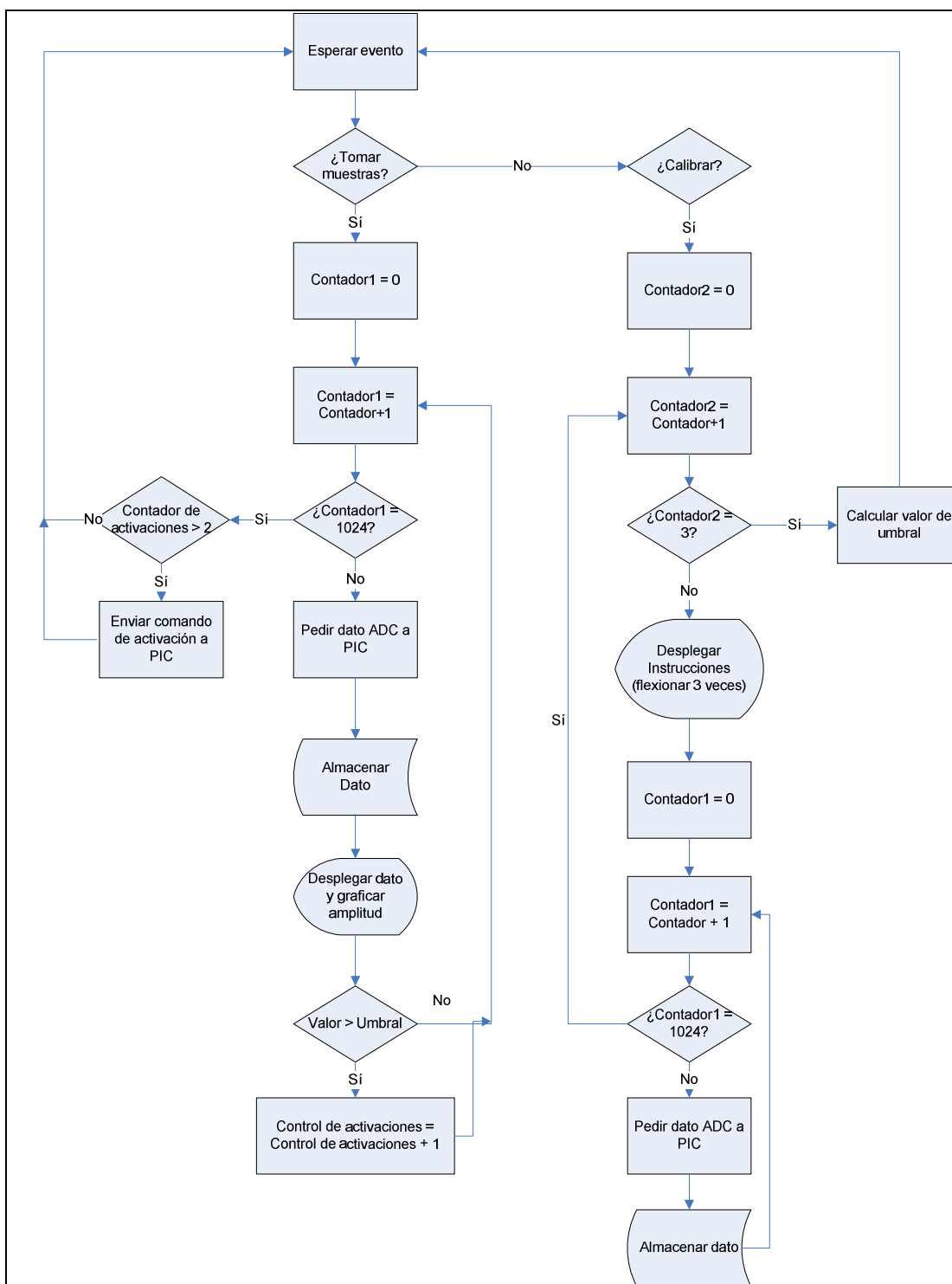


Figura 131. Diagrama de flujo para la aplicación realizada en Visual Basic 6.0

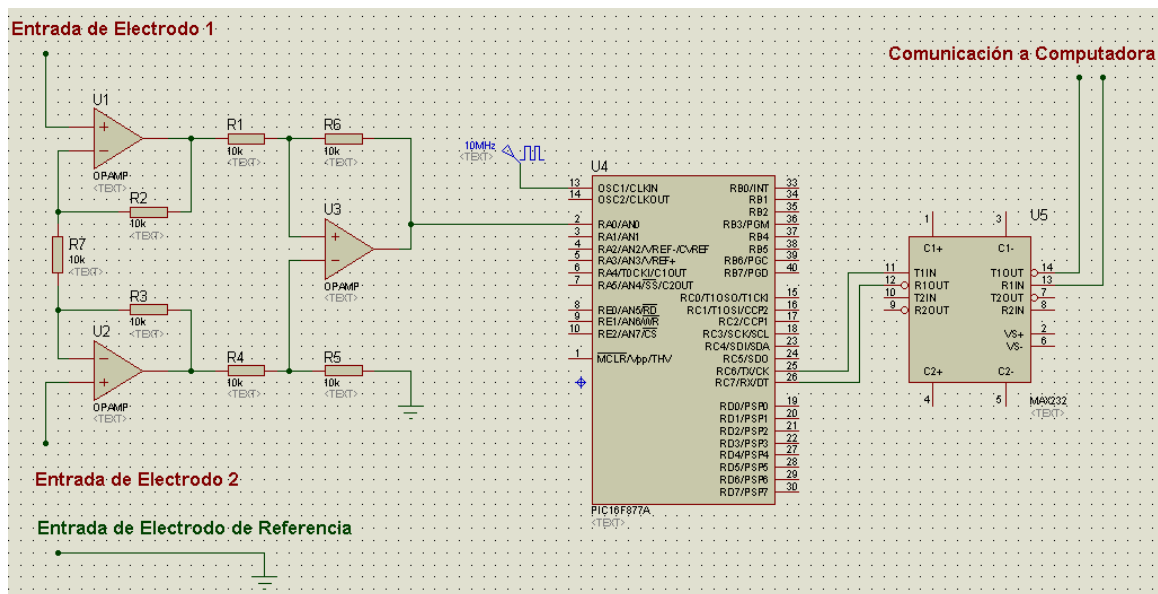


Figura 132. Diagrama del primer sistema implementado para almacenar señales EMG en una computadora.

6.3.1.2. Resultados.

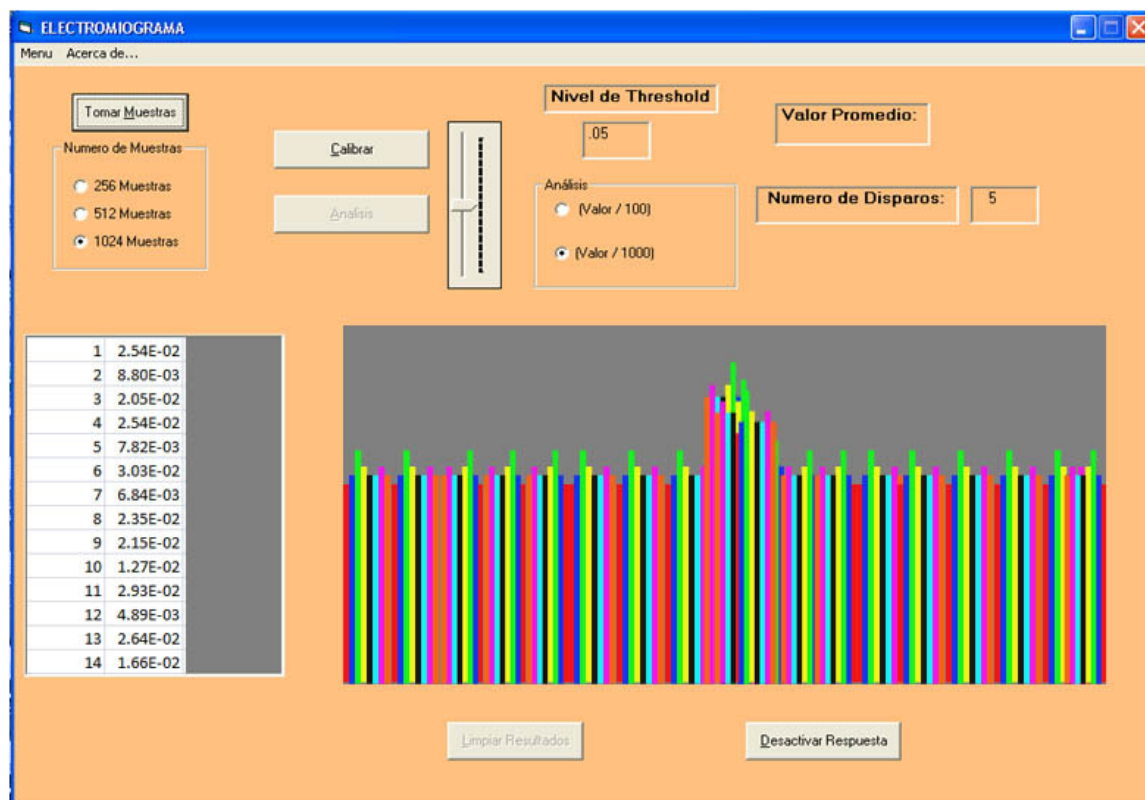


Figura 133. Interfaz de la aplicación realizada en Visual Basic 6.0 mostrando una señal EMG.

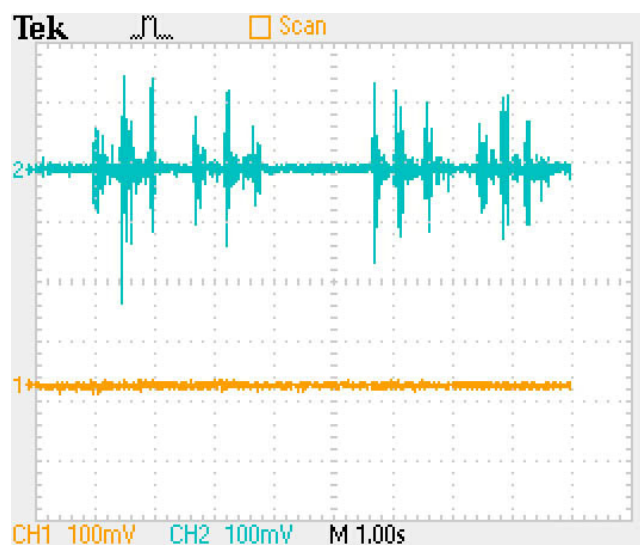


Figura 134. Señales EMG amplificadas por el circuito de la figura 132.

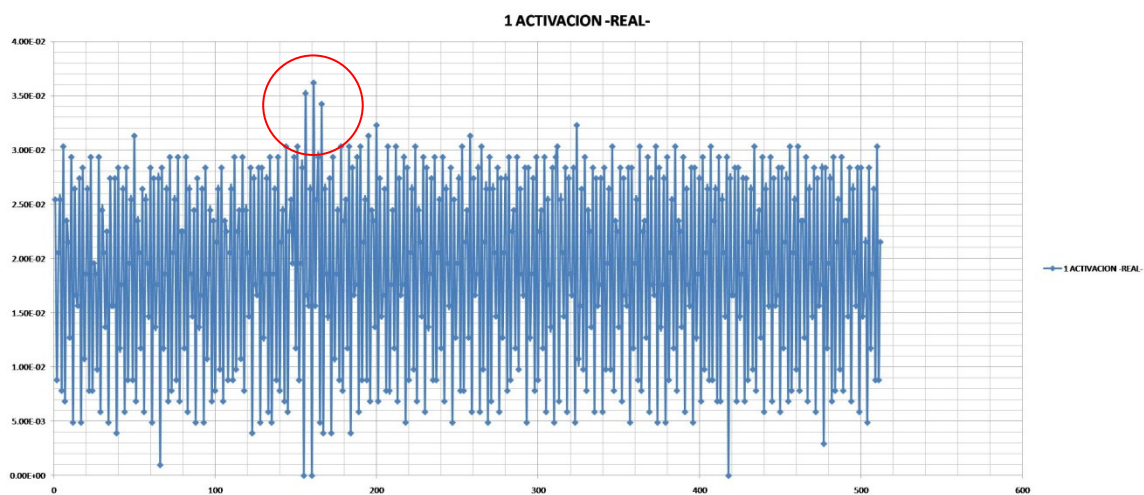


Figura 135. Muestras tomadas por la aplicación mostrando una señal EMG.



Figura 136. Señal EMG de baja amplitud (50mV).

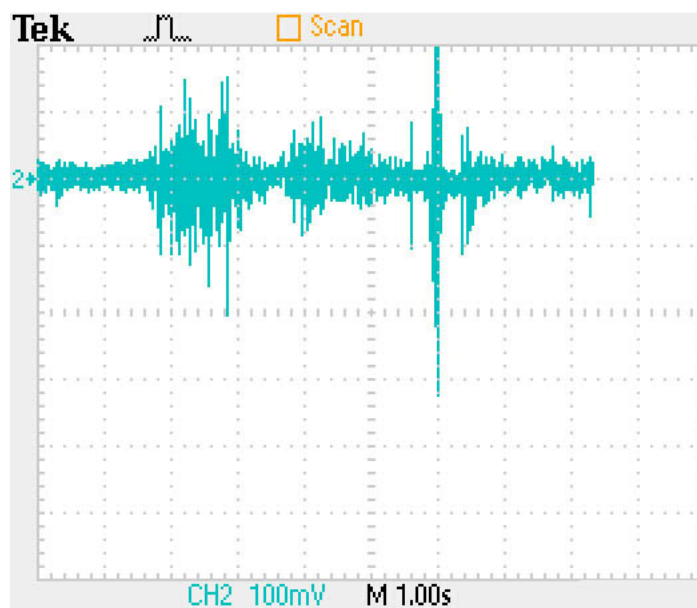


Figura 137. Señal EMG obtenida en condiciones correctas; electrodos sobre el centro del músculo, con espaciamento de 1cm, y amplificación diferencial.

La interfaz de la aplicación puede observarse en la figura 133. Se observó que al obtener una activación, es claro el cambio de voltajes generado por la señal EMG. La figura 134 muestra señales EMG observadas en un osciloscopio tras ser amplificadas por el circuito de la figura 131. En la figura 135 se observan las muestras tomadas por la aplicación anteriormente mencionada para una única señal EMG generada.

6.3.1.3. **Discusión.** Mediante pruebas e investigación sobre el tema de señales EMG, se determinó que la mejor forma para obtener una señal es mediante una amplificación diferencial. Este método amplifica las señales provenientes de dos electrodos diferentes, luego resta ambas señales entre sí, y amplifica el resultado. Este método disminuye el ruido eléctrico que pueda provenir del ambiente y que puede afectar a las señales captadas por los electrodos. Esto se debe a que, al encontrarse ruido presente en ambas líneas, éste se elimina en la resta. De esta forma, se obtiene únicamente la diferencia de potencial que se propaga sobre la fibra muscular. Este método necesita entonces que se utilicen dos electrodos superficiales por cada señal EMG independiente que quiera captarse. Como consecuencia, tomando en consideración la aplicación, se reduce el número de señales con los que se debió trabajar, ya que el montaje de más de tres puntos de recopilación se vuelve incómodo para el usuario, además de incrementar la posibilidad de captar señales cruzadas.

Durante las siguientes pruebas, se observó que al colocar los electrodos en una posición arbitraria sobre el músculo, no se logra obtener una señal EMG clara o de gran amplitud. La figura 136 muestra una señal EMG amplificada, con amplitud de 50mV, a diferencia, por ejemplo, de las señales observadas en la figura 134, donde se observan amplitudes de 100mV.

Nuevamente, tras un poco de investigación, se comprobó que el posicionamiento de los electrodos sobre los músculos superficiales juega un papel muy importante en la obtención de señales EMG. Para obtener una mejor señal EMG, es necesario ubicar a los electrodos en el centro del músculo con el cual se trabaje, es decir, en el área que se encuentra más alejada de otros músculos cercanos, así como de las zonas de innervación. Se deben evitar las zonas de innervación debido a que, como puede verse en las figuras 30 y 31, los mismos nervios se encargan de inervar distintos músculos, que a su vez se encargan de distintos movimientos. (Las señales EMG muestran las respuestas musculares a estimulaciones neurales transmitidas por los nervios). Además, en las zonas de innervación, la amplitud de las señales EMG es muy baja, ya que en esos puntos no hay músculo que responda a las estimulaciones. Otra ventaja de colocar los electrodos en

el centro del músculo es que reduce el ruido cruzado generado por otros músculos, e incrementa la relación señal-a-ruido de las señales captadas. Finalmente, es en esta ubicación donde se obtienen señales con mayor amplitud.

Se encontró además, que la distancia en la que se colocan los electrodos para la amplificación diferencial también afecta considerablemente la obtención de las señales EMG, y esto se debe a la obtención mediante la amplificación diferencial. Mientras más alejados se encuentren los electrodos entre sí, mayor será el tiempo en que la diferencia de potencial se desplace por ambos electrodos, disminuyendo la calidad de la señal obtenida. En general, según la teoría y las pruebas realizadas, se debe mantener un espaciamiento máximo de 1.3cm. En el caso del ruido, éste no será eficazmente eliminado de las líneas. Según la literatura, el compromiso aceptado es colocar los electrodos con un espaciamiento de 1cm entre sí. La figura 137 muestra una señal EMG obtenida colocando los electrodos a con espaciamiento de 1cm, colocados sobre el centro del músculo palmar menor, y amplificados diferencialmente; en ésta, la amplitud alcanza los 100mV, e incluso llega a sobrepasarla y alcanza los 200mV en un punto.

Mediante pruebas, se encontró que los músculos que generan mejores señales EMG, es decir, señales claras, de mayor amplitud, y fáciles de generar, son los músculos flexores y extensores del antebrazo. Para este proyecto, se trabajó principalmente con el músculo palmar menor y el extensor común de los dedos (figuras 32 y 33); músculos inervados por los nervios mediano y radial respectivamente. Es decir, para los análisis y pruebas durante todo el desarrollo, se tomaron las señales EMG generadas por los nervios mediano y radial para la flexión y extensión de dichos músculos.

6.3.2. Determinación de señales EMG independientes

6.3.2.1. Diseño Experimental # 2. En este punto del desarrollo, ya se contaba con una forma confiable para obtener señales EMG claras, por lo que, a continuación, se procedió a determinar una forma para obtener diferentes señales.

Se realizaron pruebas contando únicamente con el circuito de la figura 132 para observar con un osciloscopio dos señales EMG generadas por diferentes músculos a la vez. El objetivo fue determinar músculos que generen ruido cruzado y músculos que no interfieren entre sí.

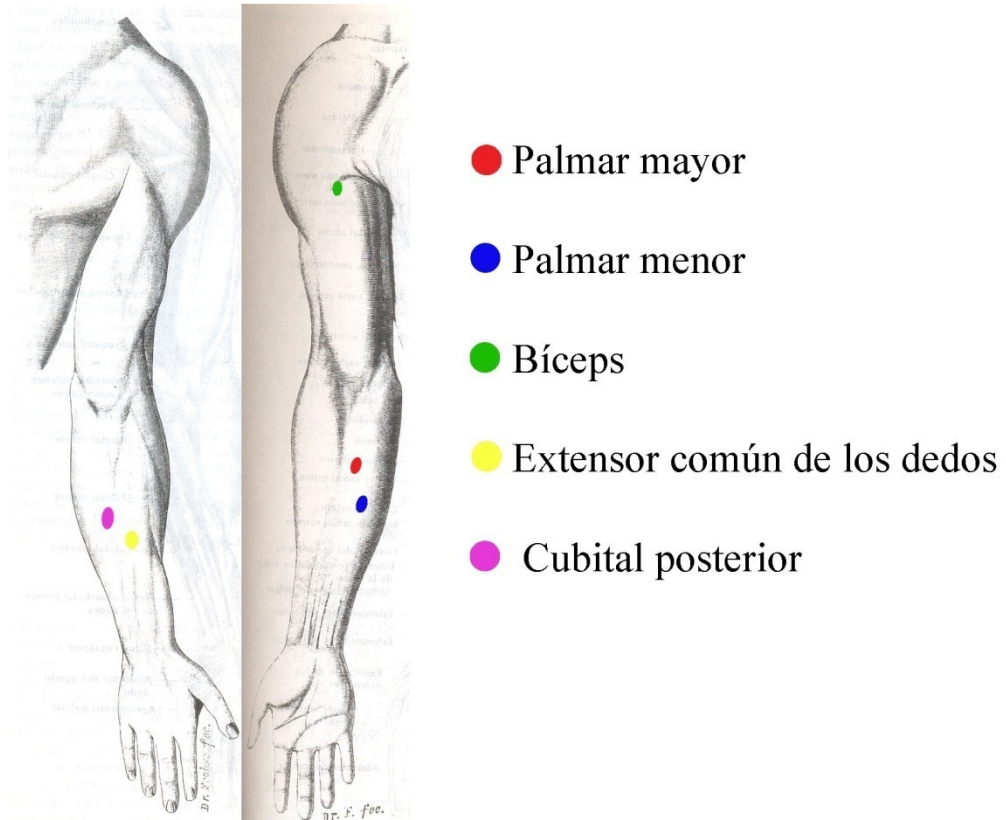


Figura 138. Ubicación de los electrodos sobre los músculos estudiados

6.3.2.2. Resultados

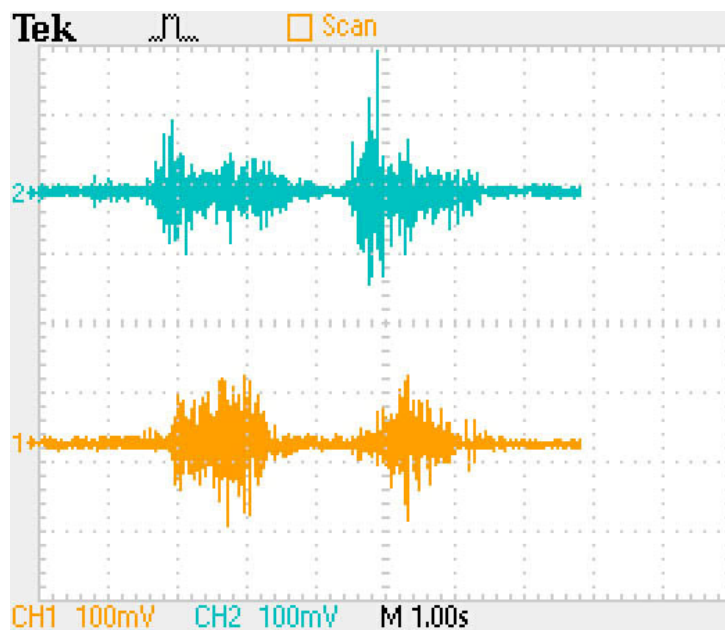


Figura 139. Señales EMG captadas de diferentes músculos flexores del antebrazo, inervados por diferentes nervios.

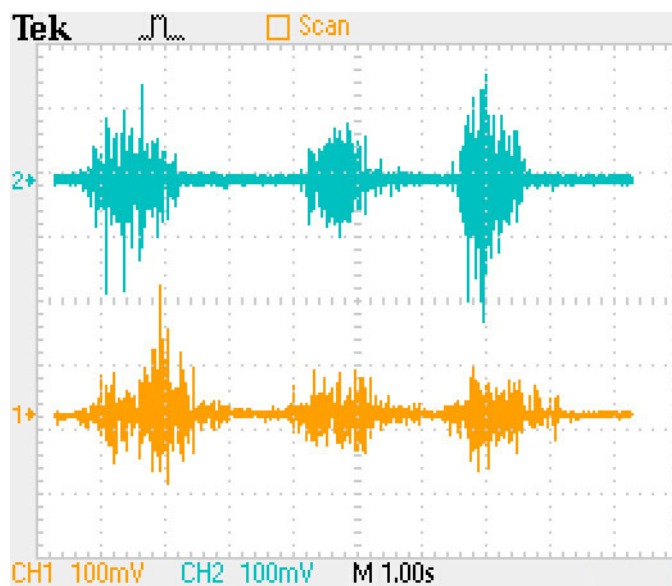


Figura 140. En azul: Señal del palmar mayor; en amarillo: señal del palmar menor. (Flexión del antebrazo).

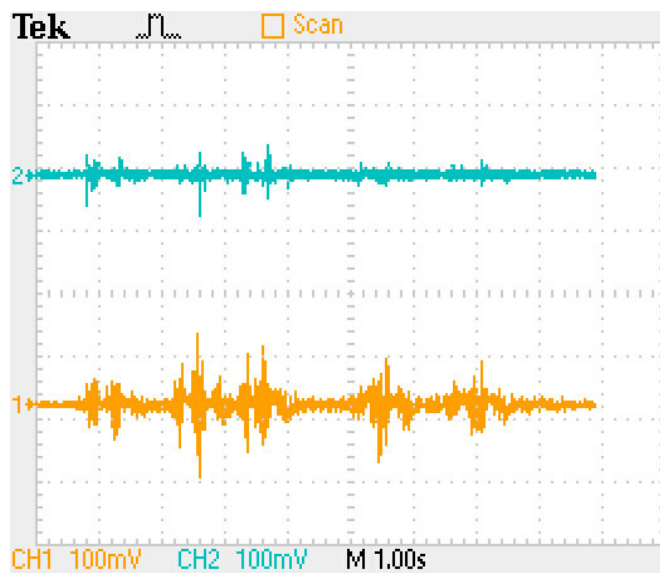


Figura 141. En azul: señal del palmar mayor; en amarillo: señal del bíceps. (Flexión del brazo).

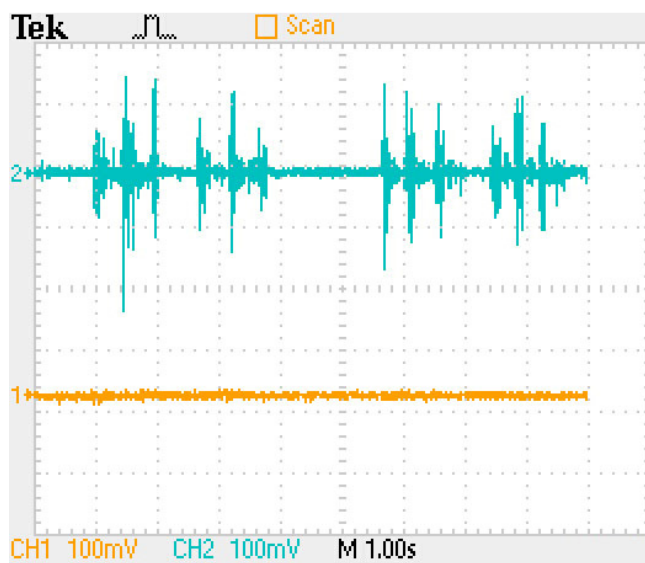


Figura 142. En azul: señal del palmar menor; en amarillo: señal del extensor común de los dedos sin ruido cruzado. (Flexión del antebrazo).

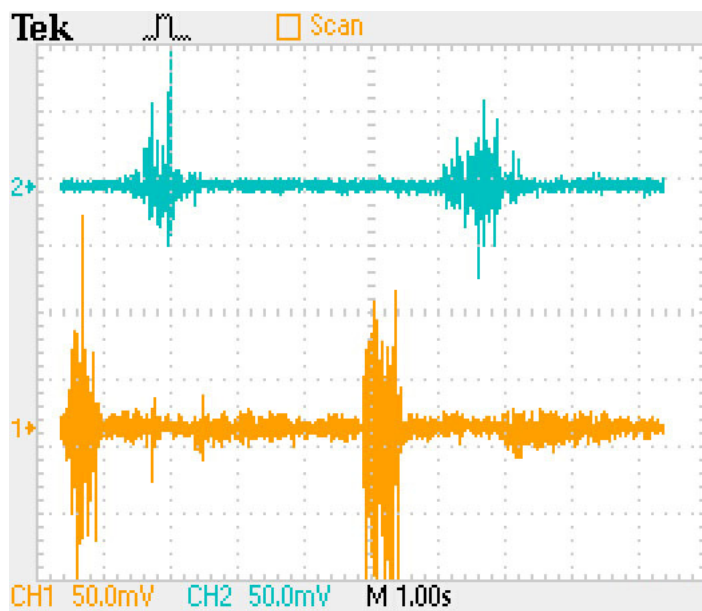


Figura 143. En azul: señales del palmar menor durante flexión del antebrazo. En amarillo: señales del extensor común de los dedos durante extensión del antebrazo.

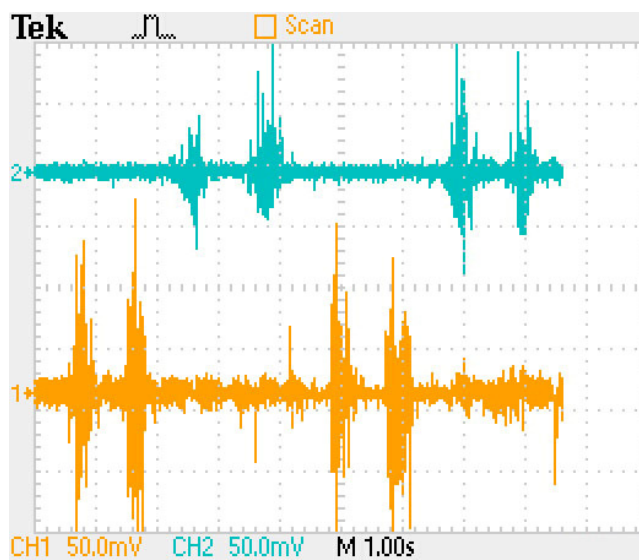


Figura 144. En azul: señales del palmar menor durante flexión del antebrazo. En amarillo: señales del cubital posterior durante extensión del antebrazo.



Figura 145. Ubicación de los electrodos sobre el músculo palmar menor.



Figura 146. Ubicación de los electrodos sobre el músculo extensor común de los dedos.

6.3.2.3. Discusión. Dada la naturaleza de las innervaciones y las funciones musculares de flexión y extensión, se encontró que existen casos en los se puede obtener una misma señal EMG a partir de diferentes ubicaciones, así como señales cruzadas captadas de músculos cercanos al músculo en que se colocan los electrodos. Este es el caso, por ejemplo, cuando se trata de dos músculos flexores, aún cuando son innervados por distintos nervios. La Figura 139 muestra señales EMG generadas al mismo tiempo, con los electrodos colocados sobre diferentes músculos, innervados por diferentes nervios; en este caso, los músculos palmar mayor y cubital anterior, innervados por los nervios mediano y cubital respectivamente; ambos son músculos flexores del antebrazo.

En la figura 140 pueden observarse dos señales EMG de músculos diferentes, pero actuando para un mismo movimiento, en este caso, una flexión de la mano. En la figura 141 se observa ruido cruzado generado por la flexión del antebrazo. En la figura 142 se

observa que la flexión del antebrazo no genera ruido cruzado al músculo extensor común de los dedos, y en la figura 143 puede observarse que los movimientos de flexión y extensión del antebrazo generan señales EMG claras. Se determinó que los músculos palmar menor y extensor común de los dedos, inervados por los nervios mediano y radial respectivamente, no producen señales cruzadas. Además, el músculo palmar menor se relaciona con la flexión del antebrazo, mientras que el extensor común de los dedos se relaciona con la extensión del antebrazo. Esto es una ventaja para el usuario final, ya que se trata de movimientos opuestos, por lo que son señales EMG fáciles de generar y de diferenciar.

Se determinó también que el uso del músculo abductor corto del pulgar, inervado por el nervio mediano es el más fácil de utilizar para la obtención de una señal EMG ubicada en la propia mano, sin embargo el posicionamiento de los electrodos sobre este músculo es muy susceptible a la generación de ruido debido al movimiento de los mismos. También se determinó que los resultados obtenidos por el uso de los músculos palmar menor y cubital posterior (Figura 144) son muy similares a los obtenidos por los músculos palmar menor y extensor común de los dedos (figura 143).

A partir del análisis anterior, se decidió finalmente utilizar las señales EMG provenientes de los músculos palmar menor y extensor común de los dedos durante los movimientos de flexión y extensión del antebrazo respectivamente para analizar y generar los comandos para la mano robótica. La ubicación de los electrodos puede observarse en las figuras 145 y 146.

La ubicación anatómica de los músculos nombrados anteriormente puede observarse en las figuras 33 y 34.

6.3.3. Optimización e integración del sistema

6.3.3.1. Diseño Experimental # 3. Para continuar con el desarrollo, se debía establecer la forma en qué se utilizarían las señales EMG para controlar la mano robótica.

Considerando la obtención de señales EMG independientes, las necesidades de diferentes movimientos predeterminados, así como la comodidad del usuario y la naturalidad de aprendizaje, se tomó la decisión de utilizar 2 señales EMG independientes. Esta decisión se alcanzó como un compromiso entre versatilidad y comodidad, ya que 2 señales son suficientes para alcanzar un control amplio sobre las funciones designadas; y obtener 2 señales diferentes no coloca un exceso de electrodos sobre el usuario.

Tabla 11. Atribuciones para las señales EMG utilizadas.

Músculo generador	Atribución
Palmar menor	Cambio de función
Extensor común de los dedos	Activar/Desactivar función

Después, fue necesario definir el tipo de análisis que se realizaría sobre las señales EMG para determinar las acciones que desencadenaría cada una. Existen diversas herramientas y funciones matemáticas que se han utilizado para el procesamiento de este tipo de señales, sin embargo, para llevar a cabo estos análisis es necesario un alto poder computacional, ya sea utilizando una computadora, o un procesador muy robusto. Esto llevó a la decisión de utilizar un análisis en tiempo real de las señales EMG generadas. Para esto, se agregó una etapa de post-amplificación con un transistor BJT para elevar las señales a un rango entre 1 y 2V. Este circuito puede observarse en la figura 137.

Luego, se implementó un circuito rectificador con ganancia 2 mostrado en la Figura 138. Además, se incorporó un detector de envolvente para suavizar la señal EMG obtenida. Siguiendo al rectificador, se implementó un filtro pasa banda angosta para eliminar ruido en el ambiente menor a 60Hz y mayor a 1kHz. La figura 139 muestra el diagrama del filtro implementado. Finalmente, se implementó un detector de envolvente como última etapa previa al análisis. La figura 140 muestra el circuito final completo.

Toda esta circuitería debe ser implementada finalmente en una placa de cobre, por lo que se utilizaron componentes de superficie para minimizar el espacio así como para obtener mayor precisión.

Como siguiente paso, se procedió a optimizar lo desarrollado. Para esto, se investigaron componentes electrónicos de alta calidad para implementar el sistema según los resultados obtenidos en la etapa previa.

La primera optimización se llevó a cabo cambiando la etapa de amplificación diferencial de la señal EMG proveniente de los electrodos, reemplazando el circuito de tres amplificadores operacionales por el componente AD620. Éste es un amplificador de instrumentación de alta precisión, con una ganancia ajustable de 1 a 1000 mediante una resistencia externa. Según la ficha técnica del AD620, la resistencia de ajuste se encuentra mediante la siguiente fórmula:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Donde G es la ganancia deseada. En el caso de este preamplificador, se utilizó una ganancia de 1000, la máxima entregada por el dispositivo. Entonces,

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{1000 - 1}$$

$$R_G = 49.45\Omega \approx 50\Omega$$

Adicionalmente, éste amplificador de instrumentación tiene un bajo consumo de potencia que lo hace ideal para aplicaciones portátiles y alimentadas por baterías.

Para la etapa de rectificación, se utilizó el amplificador operacional MCP617. Éste es un amplificador operacional de precisión. Manteniendo la idea de una aplicación portátil y alimentada por baterías, éste amplificador operacional tiene un bajo consumo de potencia y opera con voltajes desde 2.3V hasta 5V.

Para captar mejores señales EMG, se utilizaron electrodos superficiales diseñados específicamente para el estudio de la electromiografía. En estos electrodos, el sensor tiene únicamente un área de 54mm^2 , y el electrodo completo tiene un área de 474mm^2 . Son electrodos de alta calidad, y poseen un área transparente para proveer una visión clara del punto de colocación del mismo. Adicionalmente, estos electrodos poseen un gel sólido

que permite posicionar los electrodos varias veces, permitiendo así su reutilización, sin perder su poder adhesivo. Éstos pueden observarse en la figura 142.

Finalmente, el diseño del PCB de la circuitería se realizó en tres placas diferentes, las cuales son apiladas para minimizar el espacio ocupado. El diseño de las placas puede observarse en las figuras 152, 153 y 154.

Para el análisis de las señales EMG, se tomó la decisión de utilizar el microprocesador PIC18F1330. Este microprocesador contiene un módulo de 4 canales de conversión A/D de alto rendimiento. Adicionalmente, está diseñado para consumir poca potencia y funciona con voltajes de hasta 2V como mínimo, característica que lo hace atractivo para aplicaciones alimentadas por batería. También cuenta con un módulo USART, utilizado para la comunicación con el módulo de Control.

El análisis de las señales EMG se realizó en tiempo real. Debido a las etapas de post-amplificación y de procesamiento previo, al captar una señal EMG, la señal de salida tiene una amplitud considerablemente alta, mientras que el ruido base se mantiene muy bajo (en general, menor a 500mV). Esto permite definir un valor de umbral fijo para detectar las activaciones. Al generarse una señal EMG con una amplitud mayor al nivel de umbral, el microprocesador la interpreta la señal como una activación del respectivo canal.

Cada canal tiene asignada una función específica, como se observa en la tabla 11. Una señal es utilizada para cambiar la función predeterminada de la mano, y otra señal para activar y desactivar dicha función.

Se tomó la decisión de implementar cuatro funciones, siendo estas implementaciones de los movimientos más comunes realizados por una mano humana. Las funciones son:

- Agarre (empuñadura) (figura 155)
- Agarre con 3 dedos (figura 156)
- Agarre con 2 dedos (agarre fino) (figura 157)

- Señalar (es decir, el dedo índice estirado y el resto de los dedos cerrados) (figura 158)

El módulo de Interfaz Humana lleva un control interno de la función seleccionada, y le comunica al módulo de Control únicamente comandos de activación y desactivación. Se envía una trama de un byte, y éste contiene la información de qué función es la que debe realizarse y si corresponde una activación o desactivación. La tabla 12 muestra las distintas tramas que se transmiten con su respectiva interpretación.

Tabla 12. Descripción de la trama enviada al Módulo de Control

Bits no utilizados					Función		Acción	Descripción
Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	
X	X	X	X	X	0	0	0	Función 1: desactivar
X	X	X	X	X	0	0	1	Función 1: activar
X	X	X	X	X	0	1	0	Función 2: desactivar
X	X	X	X	X	0	1	1	Función 2: activar
X	X	X	X	X	1	0	0	Función 3: desactivar
X	X	X	X	X	1	0	1	Función 3: activar
X	X	X	X	X	1	1	0	Función 4: desactivar
X	X	X	X	X	1	1	1	Función 4: activar

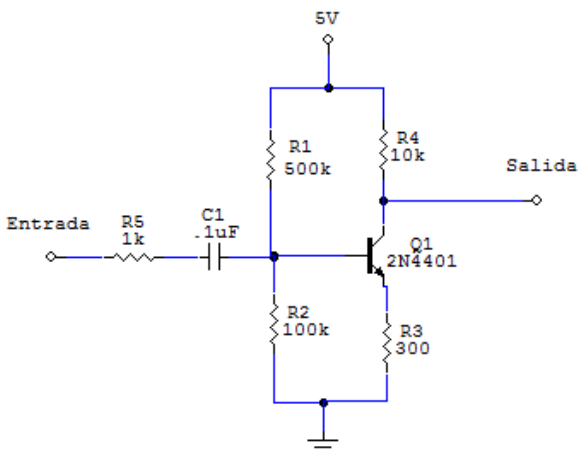


Figura 147. Implementación de un circuito para amplificación de señales pequeñas con un transistor.

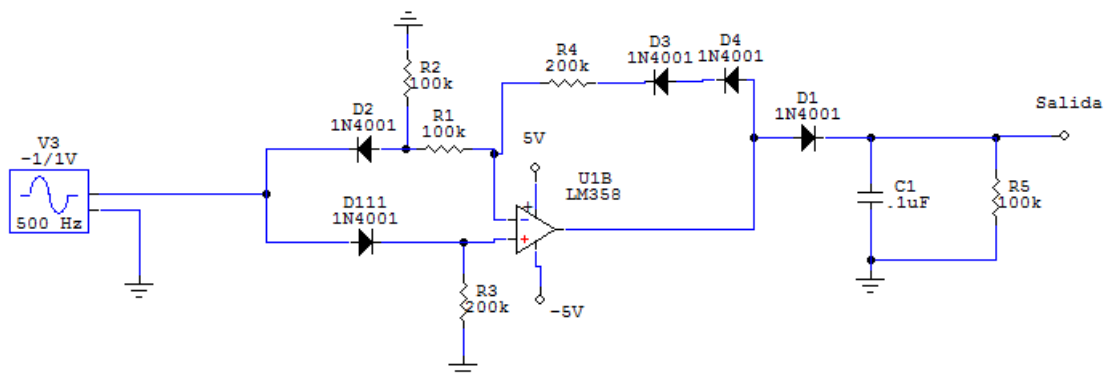


Figura 148. Diagrama del circuito rectificador implementado (Ganancia = 2).

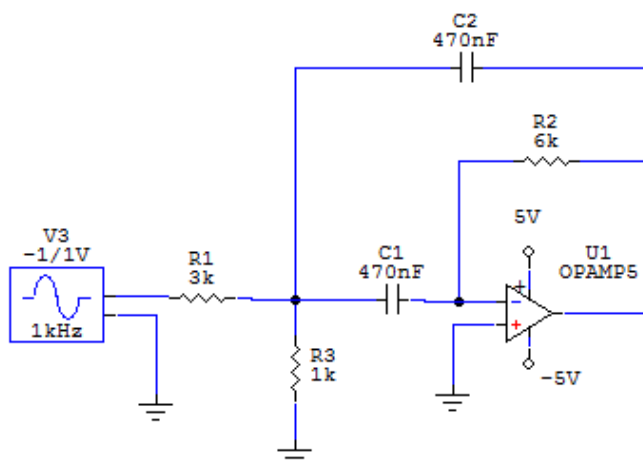


Figura 149. Diagrama del filtro pasa banda angosta.

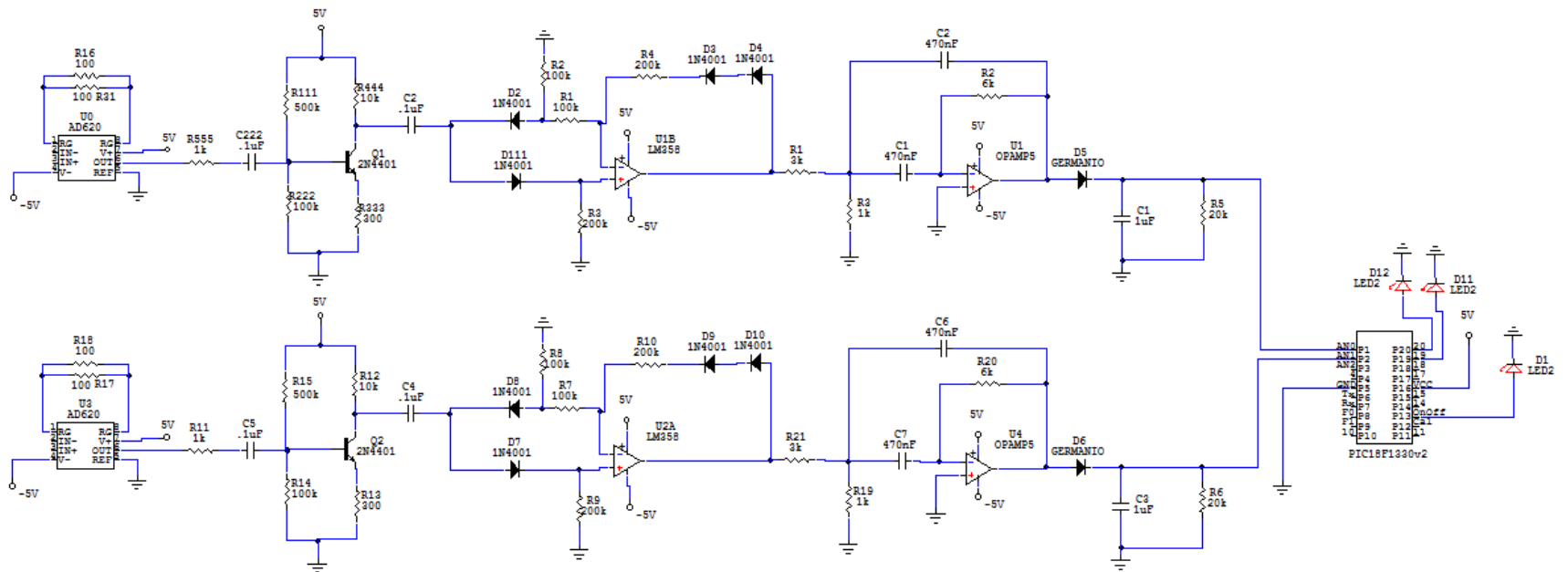


Figura 150. Circuito final completo

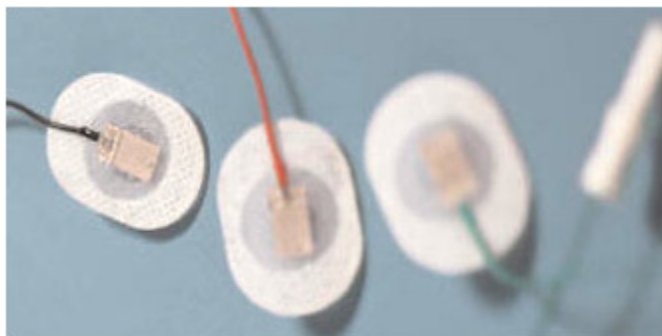


Figura 151. Electrodo para EMG de la empresa TeleEMG

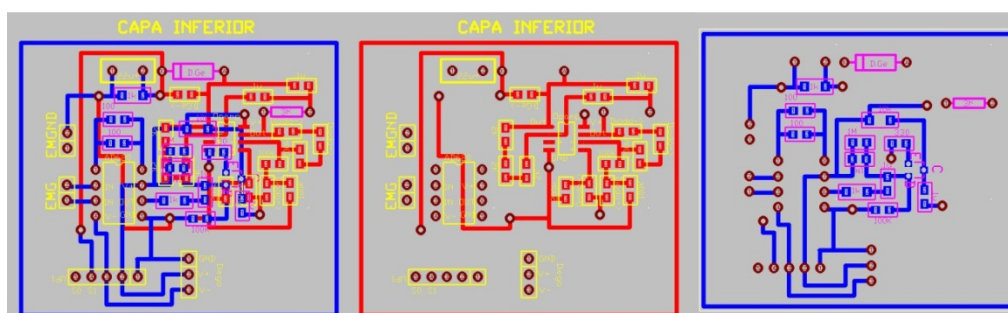


Figura 152. Diagrama PCB de la placa inferior.

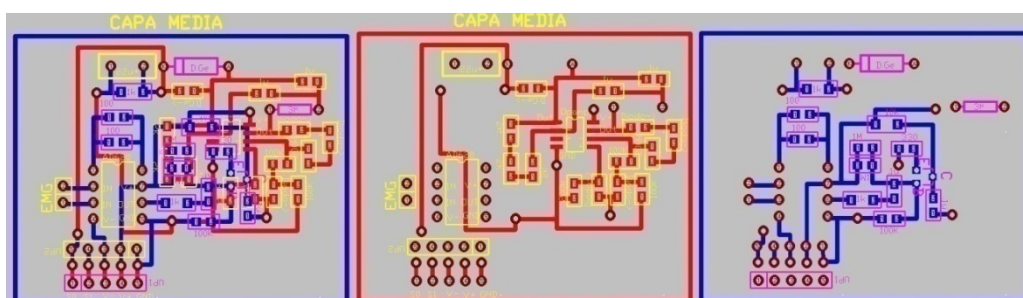


Figura 153. Diagrama PCB de la placa media.

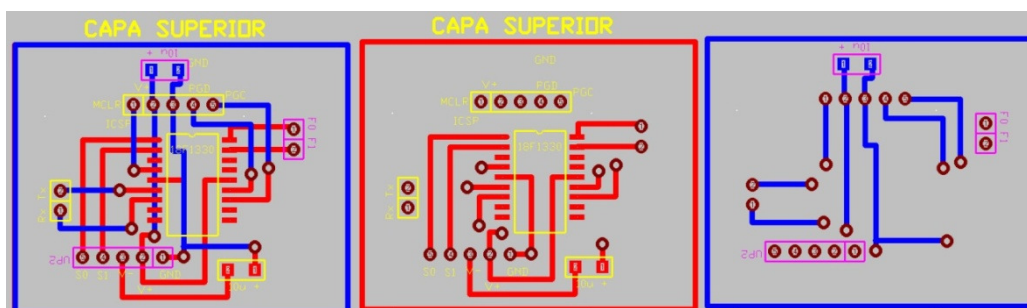


Figura 154. Diagrama PCB de la capa superior.

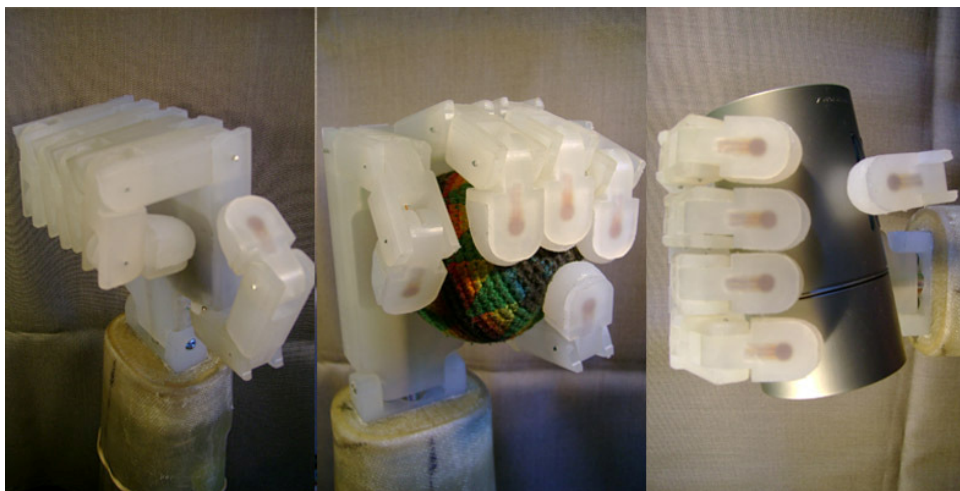


Figura 155. Función: agarre.

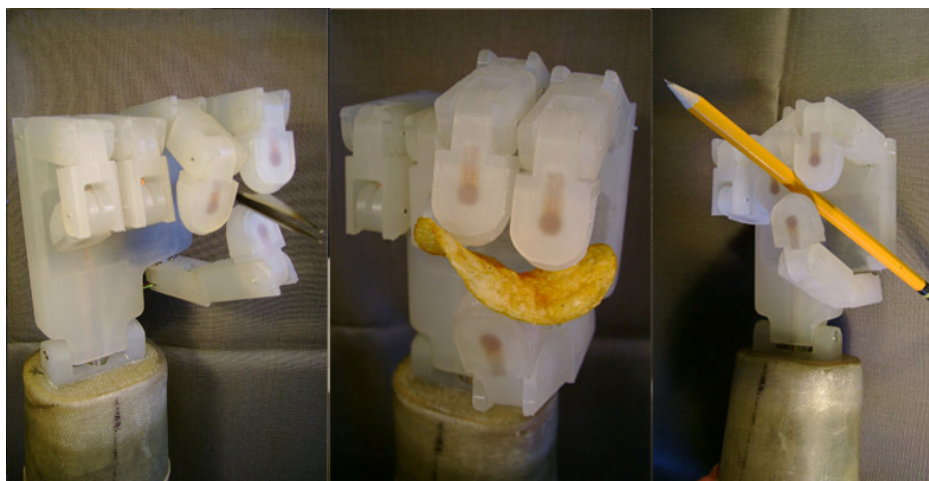


Figura 156. Función: agarre con 3 dedos.

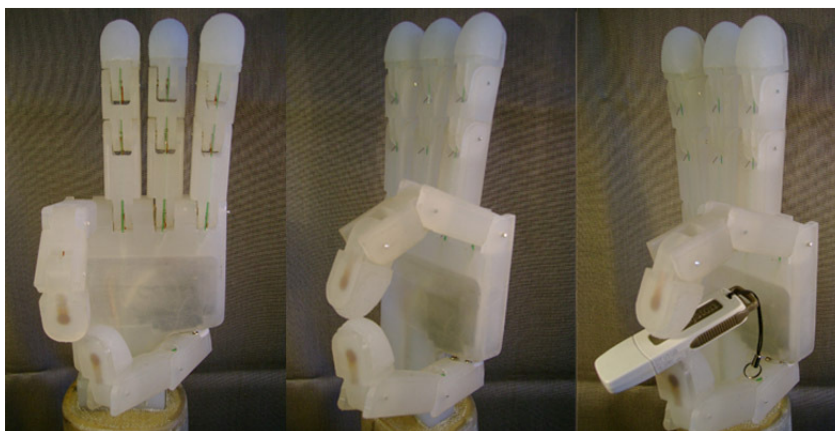


Figura 157. Función: agarre con 2 dedos.



Figura 158. Función: señalar.

6.3.3.2. Resultados

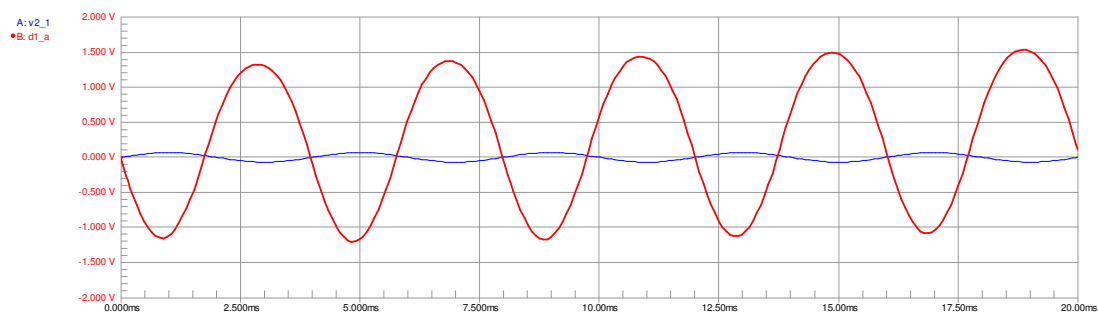


Figura 159. Simulación de la respuesta de la etapa de post-amplificación.

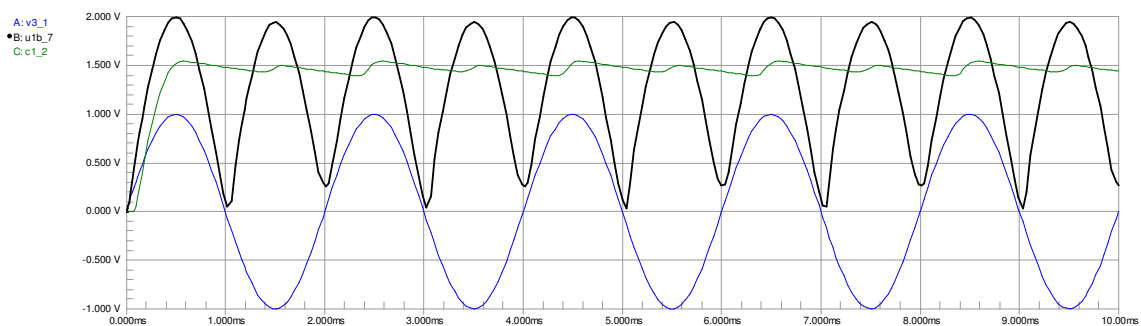


Figura 160. Simulación de la respuesta del circuito rectificador implementado. En azul: onda original; en negro: onda rectificada; En verde: envolvente de la onda.



Figura 161. Post-amplificación de la señal EMG. En amarillo, señal de la amplificación diferencial con amplitud de 50mV. En azul, señal de salida de la etapa de amplificación con un transistor con amplitud de 1V.

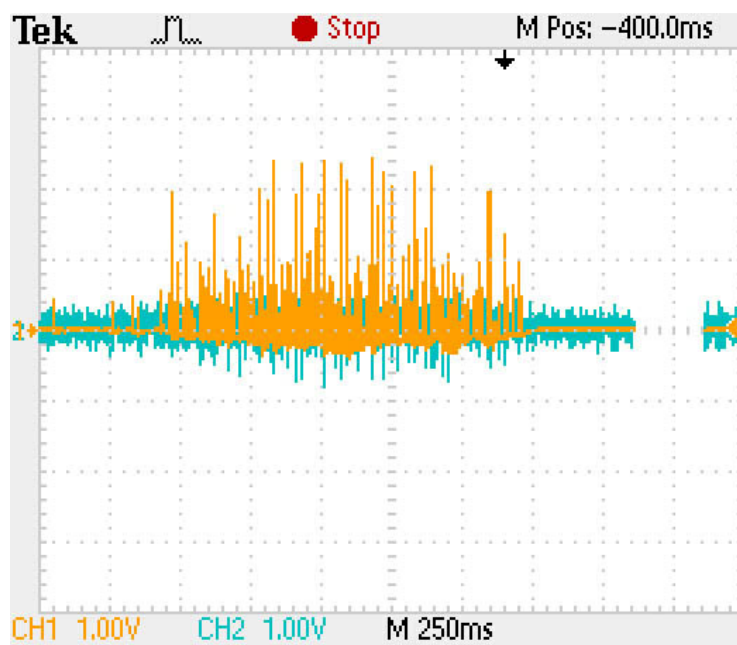


Figura 162. En azul: salida de la etapa de post-amplificación con amplitud máxima de 1V. En amarillo y sobrepuesta: salida del circuito rectificador con ganancia 2 con amplitud máxima de 2V.

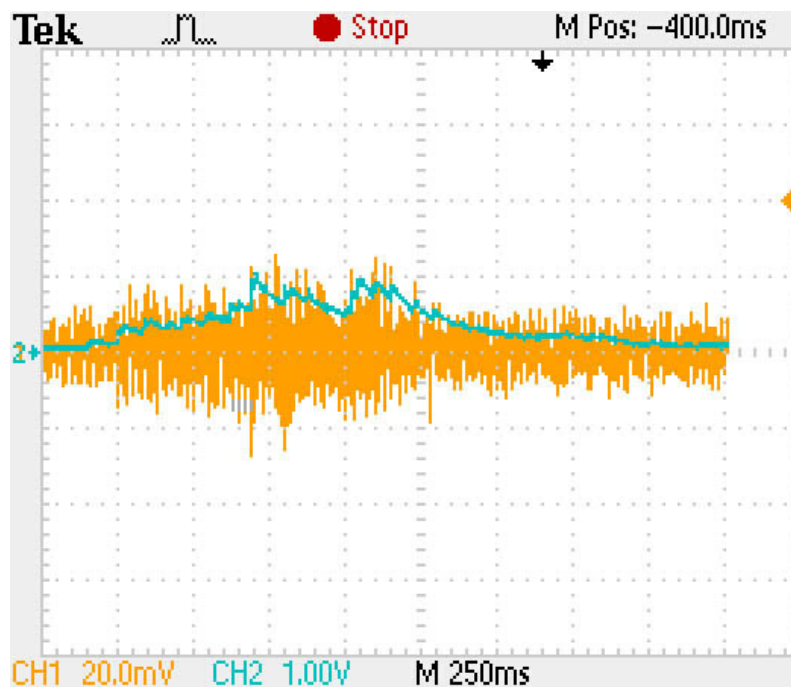


Figura 163. En amarillo: señal de la amplificación diferencial con amplitud máxima de 20mV. En azul y sobrepuesta, envolvente de la señal EMG con amplitud máxima de 1V.

6.3.3.3. Discusión. En la figura 161 se puede observar que la etapa de post-amplificación genera una respuesta satisfactoria, ya que la señal se mantiene proporcional a la amplificación diferencial, sin embargo, su amplitud alcanza 1V. Similarmente, la etapa de rectificación con ganancia produce una respuesta (figura 162) en la que al entrar una señal EMG, su respuesta es proporcional a ésta, y cuando solamente se tiene el ruido base, la señal de salida es mínima. Esta respuesta permite definir un valor de umbral determinado.

La figura 163 muestra, en azul, la señal que entra a la etapa de análisis. Puede observarse que esta señal corresponde a la envolvente de la señal EMG, lo cual provee un análisis más certero, ya que las señales EMG tienen amplitudes aleatorias debido a la naturaleza de los disparos de MUAPS.

El análisis realizado por el microprocesador logra determinar las activaciones de ambos canales, enviando los comandos respectivos al Módulo de Control. Además, cualquier ruido que pudiera existir debido a los motores utilizados por el Módulo de

Mecatrónica y Potencia para mover la mano robótica es eliminado por el filtro pasa banda angosta.

Finalmente, la torre de circuitería es lo suficientemente pequeña para caber dentro de la estructura base de la mano robótica, siendo así una prótesis totalmente portátil.

Adicionalmente, se realizó una multiplexación con el Módulo de Mecatrónica y Potencia para desplegar al usuario la función en la que se encuentra la mano robótica.

Luego de interconectar los Módulos, se comprobó el buen funcionamiento del sistema, para dar por concluido este Megaproyecto.

6.4.Módulo de Sensores.

6.4.1. Seleccionar el material para utilizar como sensor.

6.4.1.1. Delimitación de materiales. Se busca que el funcionamiento de la prótesis robótica se asemeje lo más posible al de una mano humana. Para lograr esto el sistema sensorial a implementar debe cumplir las mismas funciones que el sistema sensorial de una mano humana.

Debido al alto número de subsistemas sensoriales existentes, el módulo fue dividido en dos subsistemas principales, el exteroceptivo y el propioceptivo. Estos deben cumplir las mismas funciones que cumplen en la mano humana.

Se optó por iniciar el diseño y la construcción del sistema sensorial con el subsistema exteroceptivo. Esto se debe a que no se puede realizar la función básica de una mano humana, que consta en agarrar un objeto, sin elementos de este subsistema.

Se investigó qué tipos de sensores se utilizan en otros proyectos similares, así como materiales que pueden ser utilizados como transductores para construir los sensores. La

construcción de sensores tipo estructurales mostró ser compleja, requiere un diseño electromecánico y se necesita equipo y materiales muy especializados para fabricarlos. Por falta de recursos y para no intervenir en otro modulo del proyecto, se decidió que la construcción de sensores de esta índole no sería factible para el desarrollo del proyecto. Por lo que se enfocó la investigación a materiales en películas, en la Tabla 13 se muestran las características de las películas gruesas y delgadas.

Debido a que no se cuenta con el equipo para fabricar películas, tanto delgadas como gruesas, se tuvo que limitar la investigación a los tipos de materiales que se venden comercialmente, y decidir entre los que se encuentran para realizar los sensores. En la Tabla 14 Se encuentra agrupadas las propiedades de dichos materiales.

Tabla 13. Comparación entre películas gruesas y delgadas [45][47][48].

	Películas delgadas	Películas gruesas
Grosor	0.1 μ m	25 μ m
Fabricación	Litografía, micro-maquinación en bulto, micro-maquinación de superficie, proceso de moldeado.	Por adición, aplicando por medio de impresiones y secando, una sucesión de capas específicas a un sustrato.
Aplicaciones	Desarrollo de circuitos electrónicos miniatura, protectores superficiales, sensores o actuadores en sistemas MEMS	Aparte de las puramente electrónicas, son muy utilizadas en el campo de los sensores.

Tabla 14. Comparación entre diferentes tipos de películas gruesas y delgadas

[41][50][51][53][54].

	Piezocerámicos	Piezoeléctricos	FSR
Tipo de película	Gruesa	Delgada	Gruesa
Resistencia a impactos	Solo los “duros”	Alta	Media
Elasticidad	Alta para las “suaves”. Baja para las “duras”.	Alta	Funciona mejor adherido a una superficie plana y se recomienda no doblar la cola.
Fuente de poder externa	No es necesaria	No es necesaria	Es necesaria
Consumo de potencia	No consume	No consume	Bajo consumo
Rango de fuerza/presión	Baja para las “suaves”. Alta para las “duras”.	De 10^8 a 10^6 psi.	Dependiendo del área activa. Uno típico está entre 100 y 200 psi.
Sensibilidad a fuerzas pequeñas	Alta para las “suaves”. Baja para las “duras”.	Alta	Alta
Susceptibilidad a interferencia EM	Media	Baja	Alta
Simplicidad de Montaje	Sí	Sí	Sí

Las características de los materiales con piezo-propiedades se ajustan a las necesidades del proyecto. Sin embargo, para delimitar lo más posible los materiales con los que se iban a realizar pruebas, se compararon las características de ambos, para trabajar con el que mejor se ajusta a las necesidades del proyecto. Se decidió descartar los materiales piezocerámicos, debido a que las películas de polímeros piezoeléctricos presentan una salida de voltaje 10 veces mayor. Esta característica es altamente deseable, ya que se busca detectar el contacto y cambios pequeños en la magnitud de la fuerza aplicada al objeto. Otra razón es que las películas son más resistentes a impactos que las piezocerámicas.

Además de trabajar con las películas piezoeléctricas, se decidió trabajar con las resistencias sensoras de fuerza (FSR). Esto se debe a que este material también cumple la mayoría de características deseables para un sensor en una prótesis de una mano (tabla 14).

6.4.1.2. Pruebas a realizar. Es de interés observar el comportamiento de ambos tipos de materiales seleccionados ante los siguientes estímulos:

- Impulso realizado con una fuerza de magnitud pequeña para simular el contacto con un objeto.
- Impulso realizado con una fuerza de magnitud relativamente grande para simular agarrar un objeto con demasiada fuerza inicial y soltarlo por completo.
- Velocidad de reacción del material para ver que tan rápido se puede detectar un cambio de fuerza aplicada.
- Incrementos y decrementos paulatinos de fuerza para observar el comportamiento que tendría el material al tratar de controlar la fuerza con la que este agarra un objeto.
- Redimensionamiento para materiales que sean obtenidos comercialmente con ciertos tamaños, pero sean requeridos de menor tamaño y teóricamente se pueda redimensionarlos de una manera sencilla.

6.4.1.3. Pruebas con materiales de películas de polímeros piezoeléctricos.

6.4.1.3.1 Diseño Experimental. Se realizaron pruebas con dos tipos de materiales, los de la serie DT (modelo DT1 028K/L) y los de la serie LDT (modelo LDT0 028K/L) que ofrece Measurement Specialities. La diferencia entre estos elementos es que la serie LDT tiene una capa de poliéster laminado extra. Se colocaron los dos diferentes tipos de elementos uno encima del otro y estos colocados en medio de un par de borradores de hule (vea figuras 164 y 165). Los borradores sirvieron tanto para mantener rectos las películas así como para no crear interferencia, la cual se produce al tocar el material con la mano. Se colocaron los dos tipos de materiales juntos para poder apreciar las diferencias en el efecto de una fuerza igual actuando sobre ellos, esto elimina errores de repetitividad de la fuerza.



Figura 164. Sensor piezoeléctrico sobre un borrador de Hule.



Figura 165. Sensor piezoeléctrico entre dos borradores de hule, para realizar pruebas.

Para la primera prueba se golpeó el borrador colocado en la parte superior. El movimiento fue rápido, creando así un estilo de impulso. Luego, se buscó observar el resultado que tiene el material a cambios de poca magnitud y lentos. La tercera prueba consistió en realizar un impulso como en la primera, pero esta vez con poca fuerza. En la cuarta prueba se golpearon las películas pero, a diferencia de otras pruebas, en esta se mantuvo la presión aplicada. La siguiente prueba consistió en crear presión, mantenerla y después dejar de aplicarla. La sexta prueba consistió en doblar el material. Por último, se probó a cortar con una navaja uno de los sensores. El propósito de esto fue ver si se puede ajustar las dimensiones del material al tamaño necesario sin tener que mandarlo a hacer a la medida.

6.4.1.3.2 Resultados.

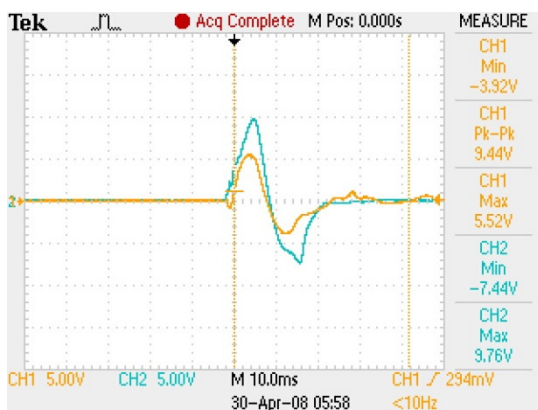


Figura 166. Prueba 1, Respuesta a un impulso. Respuesta de la serie LDT en azul. En amarillo respuesta de la serie DT.

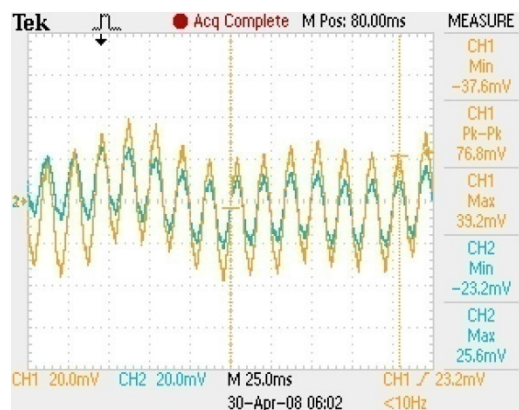


Figura 167. Prueba 2, Respuesta a variación lenta. Respuesta de la serie LDT en azul. En amarillo respuesta de la serie DT.

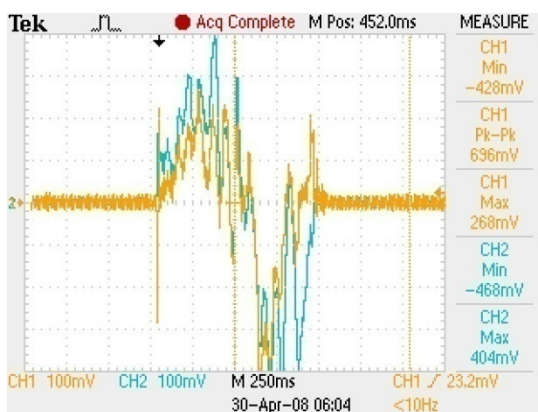


Figura 168. Prueba 3, Impulso de poca magnitud de fuerza. Respuesta de la serie LDT en azul. En amarillo respuesta de la serie DT.

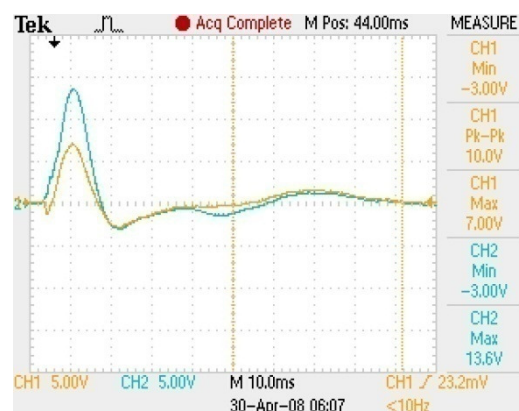


Figura 169. Prueba 4, Golpe sin quitar la presión. Respuesta de la serie LDT en azul. En amarillo respuesta de la serie DT.

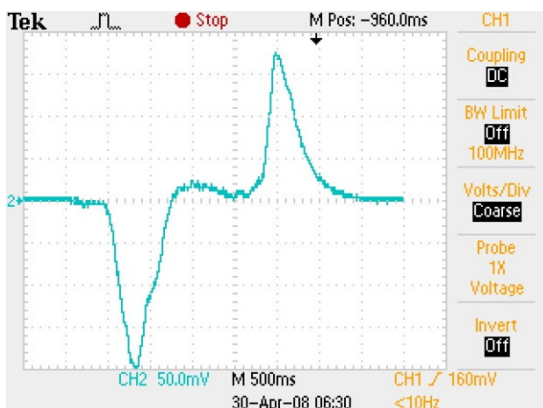


Figura 170. Prueba 5, Presión aplicada y removida de manera lenta con un capacitor entre las terminales del sensor. Respuesta inversa de la serie LDT en azul.

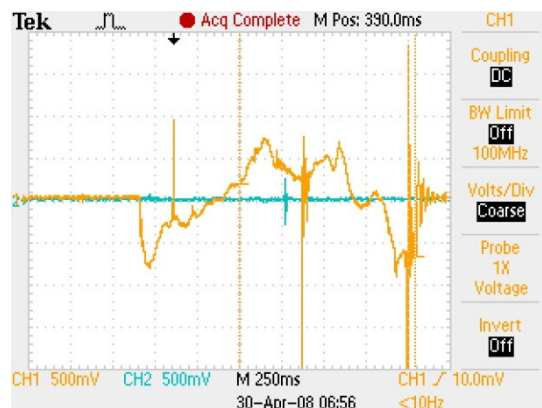


Figura 171. Prueba 6, Doblar del material. Respuesta de la serie LDT en azul. En amarillo respuesta de la serie DT.

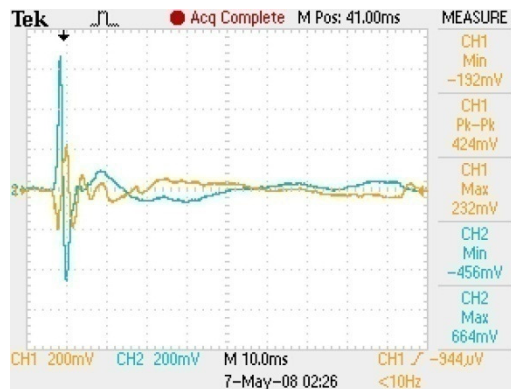


Figura 172. Prueba 7, Redimensionamiento.
 Respuesta de la serie LDT redimensionado en azul. En amarillo respuesta de la serie LDT con dimensiones originales.

En la figura 166 se puede observar que la serie LDT, en azul, tiene una respuesta con mayor amplitud. La pendiente positiva representa la aplicación de una fuerza al sensor, mientras que la pendiente negativa indica que se deja de hacer presión. El rango de voltaje que se puede extraer de estos sensores es muy amplio. Se puede observar que el voltaje máximo del elemento de la serie LDT fue de 9.76V, el cual es 1.77 veces más grande del voltaje máximo que, con el impulso, generó el elemento de la serie DT.

También se puede observar, en la figura 166, que la respuesta del elemento al aplicarle cierta presión no es exactamente el inverso que la respuesta del elemento al quitarle esta presión. Para el elemento de la serie LDT la respuesta al aplicarle presión es 1.31 veces más grande que la respuesta al remover la presión. Para el elemento de la serie DT, la respuesta al aplicarle la presión es 1.4 veces más grande que la respuesta al removerla.

La figura 167 muestra la repuesta de los materiales al aplicar poca presión de manera lenta. Debido a que el voltaje de respuesta es proporcional a la presión aplicada se observa que la salida es mucho menor. La onda se ve sinusoidal por el factor del ruido que siempre tiene el componente. Se puede ver que en esta prueba fue mayor la respuesta del elemento de la serie DT. Las ondas sinusoidales con mayor frecuencia que se

observan representan el ruido de la señal. La sinusoidal que estas crean con su contorno es la respuesta al cambio de presión.

La respuesta de la película de la serie LDT, en la tercera prueba, fue un poco mayor al de la serie DT. En la figura 168 se pueden apreciar los rebotes que suceden al realizar este tipo de presión. Se puede observar que a pesar de los rebotes las formas de las señales son de la misma naturaleza que las señales observadas en la primera prueba (figura 166). Los picos que se observan son rebotes, esto se puede concluir debido a que en los dos sensores se tienen picos en los mismos lugares. Estos sólo varían en la magnitud y esto es debido a la respuesta de cada material.

En la figura 169 se pueden observar los rebotes que se crean durante la cuarta prueba. Nuevamente la respuesta del elemento de la serie LDT es mayor que el de la serie DT. Se observa cómo lentamente se estabiliza el valor a 0V. Es decir que aunque se mantenga la presión la respuesta siempre regresará a su punto de equilibrio.

En el resultado de la quinta prueba se puede observar, en la figura 170, que los impulsos están invertidos esto se debe a que la punta del osciloscopio estaba conectada al revés en las terminales de la película, *i.e.* la referencia se está tomando en la terminal positiva por lo que la señal está invertida, respecto a las demás. Se puede observar el decaimiento más lento, no tan inmediato. Esto se debe a que se conectó un capacitor de 400nF cerámico entre las terminales del material, lo cual retrasó el decaimiento.

La figura 171 muestra el resultado de la sexta prueba. Cabe notar que para esta prueba la señal amarilla era de la película de la serie LDT. Se comprobó que tal y como es descrito en las especificaciones el material DT, este no sirve para este tipo de aplicaciones. Esto se debe a la capa extra de polyester laminado que posee el elemento de la serie LDT. Esta hace que el material sea rígido a diferencia del elemento de la serie DT que es suave. Es por esto que al doblar el material no se crea voltaje.

En la figura 172 se puede observar la respuesta a un impulso con poca fuerza con un material de tamaño original y uno cortado. La señal azul corresponde a la respuesta del material cortado mientras que la amarilla al del material con sus dimensiones originales. El hecho de que el material cortado posea mayor amplitud puede ser debido a que la fuerza aplicada cubre toda el área de contacto de este mientras que el del original no. Esto hace que más material se polarice y por lo tanto, se tenga una mayor respuesta.

6.4.1.4. Pruebas con FSRs.

6.4.1.4.1 Diseño Experimental. Las pruebas realizadas se hicieron con sensores de la compañía Sensitronics. Estos tienen un área activa de 0.5mm de diámetro y una cola de 10 mm de largo. Debido a que la variación se da en el valor de resistencia de este material, se utilizó un divisor de voltaje para realizar las pruebas. Se utilizó un valor de $200k\Omega$ para la resistencia fija, la cual se conectó a tierra. Una de las terminales del sensor fue conectada a 5V mientras la otra se unió con la terminal libre de la resistencia de $200k\Omega$. Se midió la diferencia de potencial en la unión del sensor con la resistencia fija.

Se buscó realizar pruebas de la misma naturaleza que las hechas con los sensores piezoeléctricos, para comparar la respuesta de los dos tipos de material. Sin embargo, debido a las características del material no se pudieron llevar a cabo todas las pruebas, ya que no tenían sentido para este tipo de material. Por ejemplo, para el material piezoeléctrico no se buscó incrementar gradualmente la fuerza ya que el comportamiento del material no mostraría ninguna respuesta apreciable ante esto. Para la aplicación de fuerza se aprovechó el hecho que este material no tiene interferencia al ser tocado con la mano y se aplicó fuerza directamente al área activa del sensor.

La primera prueba consistió en aplicar la menor fuerza posible, para activar al sensor. En la segunda prueba se aplicó fuerza gradualmente y dejó de aplicarla de manera rápida. La tercera prueba consistió en aplicar una fuerza de gran magnitud de manera rápida, sostenerla y luego removerla nuevamente de una manera rápida. Esta prueba se hace con

el propósito de ver qué tan rápida es la respuesta del material ante cambios en la presión. La última prueba consistió en generar un impulso. Se realizó de igual manera que como se hizo con los sensores piezoeléctricos, colocando el sensor entre dos borradores de hule. Se creó un impacto con el borrador en la parte superior, rápido.

6.4.1.4.2 Resultados.



Figura 173. Prueba 1, Contacto con el FSR.

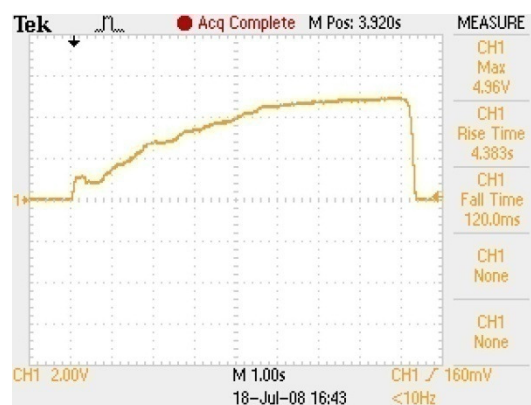


Figura 174. Prueba 2, Incremento gradual de fuerza y rápida liberación.

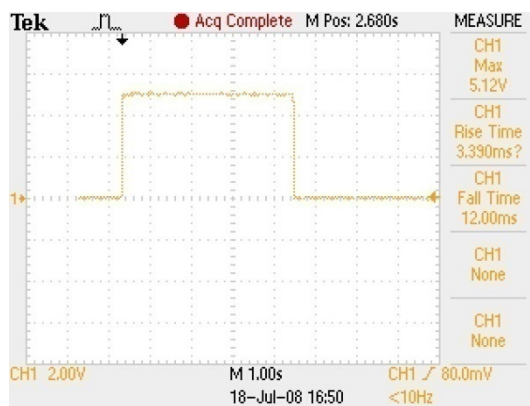


Figura 175. Prueba 3, Aplicación y liberación rápida de fuerza.

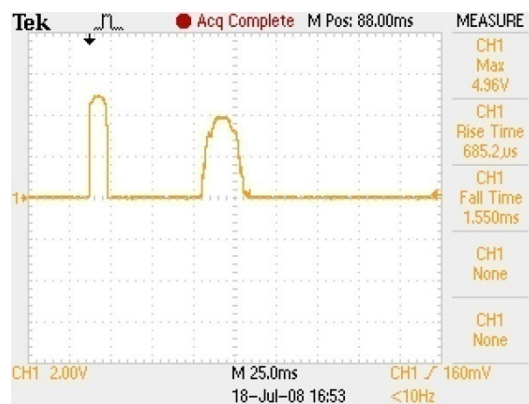


Figura 176. Prueba 4, Impulso con un rebote.



Figura 177. Prueba 4, Impulso con varios rebotes.

En la figura 173 se puede observar el resultado de la primer prueba, la diferencia de potencial sube de 0V a aproximadamente 1V con hacer contacto, la menor fuerza posible. Las fluctuaciones que se observan son debidas al temblar de mano con la que se aplicó la fuerza, al temblar cambia la presión aplicada al sensor. Al dejar de hacer contacto la diferencia de potencial regresa a 0V.

En la respuesta de la segunda prueba, figura 174, se puede observar que al iniciar contacto, nuevamente se crea una grada de 0V a aproximadamente 1V, esto es por el comportamiento de la región de interruptor del FSR. Luego se observa una pendiente positiva que indica el aumento de presión en el sensor y por lo tanto disminución en el valor de la resistencia del mismo. Conforme aumenta la pendiente se puede observar cómo llega el sensor al área de saturación, ya que en un punto el aumento de voltaje es mínimo.

Se puede observar, en la figura 175, que el voltaje se mantiene constante en lo que uno aplica una fuerza constante, esto indica que el valor de la resistencia permanece constante para una fuerza contante. En esta prueba también se pueden observar los tiempos de puesta del sensor para la subida y de bajada. Se observa que la respuesta al dejar de hacer presión es un poco más lenta, esto es porque la deformación que sufrió el material debe ser invertida.

En las figuras 175 y 176 se observa la respuesta del material a impulsos, como se puede apreciar, se generaron rebotes. El primer pulso que se observa en las gráficas es el generado por el golpe, los siguientes son los rebotes del borrador. Como se observa en la figura 177, en la segunda ejecución de la misma prueba, puede haber muchos rebotes de diferente magnitud.

6.4.1.5. Discusión. Entre los dos tipos de materiales piezoeléctricos se observó que las características del elemento de la serie LDT se ajustan más a las necesidades del proyecto, o a las funciones que podría realizar en él. Los elementos de la serie LDT tienen en la mayoría de los casos una respuesta de mayor amplitud comparados con los elementos de la serie DT.

Se compararon las pruebas realizadas con los materiales piezoeléctricos y los FSR. No se realizaron exactamente las mismas pruebas para ambos materiales debido a que las características de los distintos tipos de sensores no lo permiten. Sin embargo, también se consideraron estas características al tomar decisión.

Entre las pruebas directamente comparadas se encuentra la respuesta al impulso. Para el material piezoeléctrico se observa una respuesta de un pico, un impulso aunque se mantenga la fuerza aplicada. Para los sensores FSR la respuesta al impulso se observa un impulso al igual que con los piezoeléctricos. Sin embargo, si se mantiene la fuerza aplicada se observa una salida de escalón, la cual se mantiene constante hasta eliminar la presión aplicada.

No se probó redimensionar los sensores FSR, ya que por la manera en que están contruidos esto no es posible. Se debe conseguir un sensor del tamaño necesario para utilizarlo.

Una ventaja que tienen los sensores piezoeléctricos sobre los FSR es que estos no necesitan estar alimentados con una fuente de voltaje para obtener una respuesta. Y estos pueden generar voltajes altos.

Al comparar las pruebas realizadas con los diferentes tipos sensores, se decidió utilizar los FSR como sensores de fuerza y contacto. La razón primordial es que la salida de estos está directamente relacionada con la fuerza aplicada en cualquier momento. En cambio, con los sensores piezoeléctricos, por tener un comportamiento capacitivo, se requiere de procesamiento adicional para que la salida esté directamente relacionada con la fuerza. Esto requeriría más circuitería y más consumo de potencia, dos cosas que se trató de minimizar para cumplir con los objetivos del megaproyecto.

Se vio la posibilidad de utilizar este material como sensores de detección de resbalado. Este tipo de sensores serán creados en otra fase del megaproyecto. Se aprovecho el hecho de que ya se tenían los sensores y que ya se habían realizado pruebas con ellos para adelantar esta parte del subsistema exteroceptivo. Las películas piezoeléctricas responden muy bien para detección de resbalado, esto se puede ver en figuras como la 168 y la 169, en donde ocurrieron rebotes. El mismo comportamiento de generación de picos a cierta frecuencia se verá en el resbalado por la fricción que se crea entre el objeto y el sensor. Al utilizar este material sólo resta encontrar la mejor forma de procesar esta señal, para indicar al sistema de control que el objeto se está resbalando del agarre.

Una vez tomada la decisión de utilizar los sensores FSR, se procedió a solicitarlos con ciertas características necesarias. Una de las especificaciones solicitadas fue disminuir el largo de la cola que estos materiales poseen, esto es porque dentro de la estructura del dedo no hay donde colocar una cola que sea mayor a 16mm. Al tener una cola mayor el material se doblaría afectando la precisión de la lectura del sensor. Además, se requería que las dimensiones del área activa del sensor no superaran 15mm de diámetro, de lo contrario el sensor se saldría o estaría muy cercano a las orillas de la

estructura de la punta del dedo. Como se discutió anteriormente, estos no pueden ser redimensionados sólo cortando el material como se realizó los piezoeléctricos.

Se buscaron sensores que se acoplaran a estos requerimientos. En sitios de internet, donde venden tipos similares de sensores, se encontró únicamente piezas con cola muy larga para los requisitos del proyecto. Por esto se consultó con una compañía que fabrica FSR especializados, el precio de hacer los sensores a las medidas específicas. El costo de esto era muy elevado debido a que el mínimo de piezas que fabricaban era 100. Sin embargo tenían en existencia un sensor con dimensiones que cumplían con los requerimientos, 1mm de cola y 6mm de área activa. El área activa es reducida, pero era el único que se ajustaba a los dos requerimientos, por lo que estos sensores fueron escogidos para ser utilizados en el proyecto.

6.4.2. Diseño preliminar del sistema.

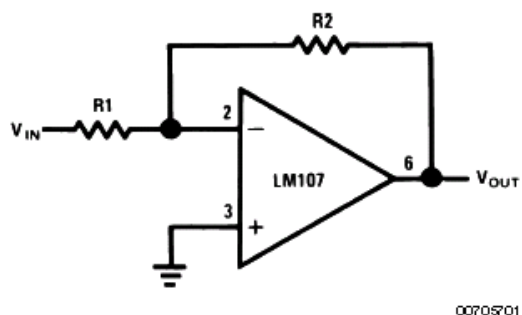
6.4.2.1. Diseño del sistema sensorial de fuerza y contacto en las puntas de los dedos.

6.4.2.1.1 Diseño experimental.

6.4.2.1.1.1. Elección de circuito. Para realizar el diseño de esta parte del subsistema sensorial exteroceptivo se buscó una forma de transformar la respuesta del sensor a una salida que variara en magnitud de voltaje. Instintivamente se pensó en un divisor de voltaje, pero al investigar un poco más se encontró que un circuito con amplificadores operacionales daba más linealidad al sistema.

Para obtener una relación directa con la resistencia del FSR y el voltaje se puede utilizar una de las dos configuraciones de amplificador que se obtienen al utilizar un amplificador operacional. El circuito amplificador inversor, figura 178, da una salida en voltaje directamente relacionada con el negativo del voltaje de entrada por medio de dos

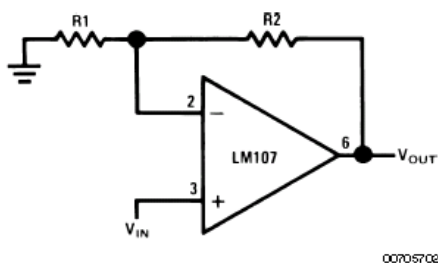
resistencias. El circuito amplificador no inversor, figura 179, da una salida de voltaje relacionada con el voltaje de entrada.



$$V_{OUT} = -\frac{R2}{R1} V_{IN}$$

$$R_{IN} = R1$$

Figura 178. Circuito amplificador inversor [70].



$$V_{OUT} = \frac{R1 + R2}{R1} V_{IN}$$

Figura 179. Circuito amplificador no inversor [70].

La ventaja del circuito inversor es que se obtiene un rango más amplio en la salida del voltaje, ya que es desde 0 voltios al voltaje de saturación del amplificador operacional. En el circuito no inversor la salida está limitada entre el voltaje de entrada y el voltaje de saturación del amplificador operacional.

La desventaja del circuito inversor es que se necesita voltajes de saturación positivo y negativo, para el funcionamiento del circuito. Esto no sólo implica que el submódulo de potencia tenga que proveer estos dos voltajes, sino que para la realización del circuito se debe conseguir un circuito integrado que tenga alimentación positiva y negativa.

6.4.2.1.1.2. Elección de amplificador operacional. Una vez decidido utilizar amplificadores operacionales en el circuito, se procedió a buscar componentes para construirlo. Se busco circuitos integrados que tuvieran baja interferencia, *i.e.* que fuera poco susceptible a ruido.

Se vio la opción de utilizar un amplificador operacional de alta precisión, ya que este tiene un menor voltaje de salida al no tener una señal de entrada y es menos susceptible a cambios en temperatura. El problema con este tipo de amplificador es que sólo se encontraron en modalidad SOIC, por lo que no se podría realizar pruebas en el protoboard. Por esto se busco un modelo que tuviera modalidad SOIC y modalidad DIP. Luego se compararon las características de ambos integrados, las cuales se encuentran en la tabla 15.

Tabla 15. Características de dos modelos de Opamps [71].

	MCP617	MCP6V07
Descripción	Op amps lineales	Op amps lineales de alta precisión con Auto-cero
Iq típico (μA)	19	300
Iq max (μA)	25	400
Vos max (μV)	150	3
Rango de voltaje de operación (V)	2.3-5.5	1.8-5.5
Rango de temperatura ($^{\circ}\text{C}$)	-40 a +85	-40 a +125
Densidad de ruido de voltaje de entrada	32	82
PSRR Min (dB)	86	125
$\Delta\text{Vos}/\Delta\text{Ta}$ ($\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$)	2	0.05
Empaquetados	8/MSOP 8/PDIP 8/SOIC	8/DFN 8/SOIC

Al comparar los circuitos integrados, se vio que la diferencia entre los dos no era muy grande como para afectar el desempeño de los sensores, por lo que, entre estos dos modelos, se escogió el MCP617.

Como se puede ver en la tabla 15, los amplificadores operacionales encontrados tienen únicamente alimentación positiva por lo que al utilizar estos se debe utilizar el circuito amplificador no inversor. Se buscaron otros opamps que tuvieran alimentación positiva y negativa y que hubiera en empaquetado SOIC y DIP, no se encontró ninguno que satisficiera las necesidades del proyecto, por lo que se mantuvo la decisión de utilizar el MCP617.

6.4.2.1.1.3. Pruebas realizadas con el sistema diseñado. Con el propósito de ver el funcionamiento del sistema diseñado se construyó en protoboard el circuito. Además, esto se realizó para encontrar un rango en que se podría encontrar el valor de la resistencia fija que lleva el circuito amplificador. Debido a que la estructura mecánica de los dedos no se había completado, las pruebas realizadas con el sensor y el circuito se hicieron directamente aplicando fuerza al área activa del sensor.

Para saber cuánta fuerza se le estaba aplicando al sensor se optó por utilizar peso, como la fuerza aplicada (ver figura 184). El peso fue aplicado utilizando masas, específicamente un kit de masas marca PASCO, para saber exactamente cuánta masa se estaba colocando sobre el sensor. Se debió asegurar que el peso fuera únicamente aplicado al área activa, para que todo el peso se esté aplicando al sensor y no al sensor y sus alrededores. Para esto se construyó un disco con diámetro inferior igual al área activa y diámetro superior mayor (ver figuras 180 a la 183). La magnitud del diámetro superior no es de importancia ya que sólo se requería que las masas pudiesen descansar sobre él.



Figura 180. Soporte de masas, vista de costado.

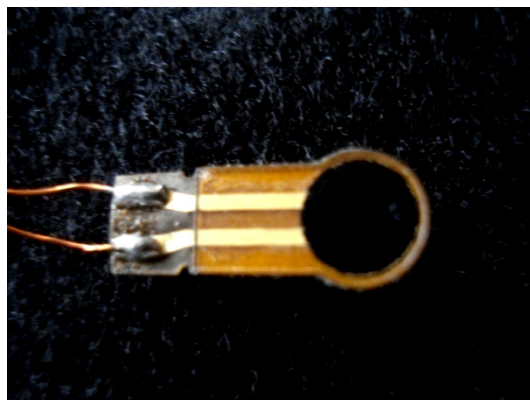


Figura 181. Sensor FSR utilizado.



Figura 182. Soporte de masas, vista inferior. El diámetro que se observa en la parte superior de la figura es el que va sobre el área activa del sensor.

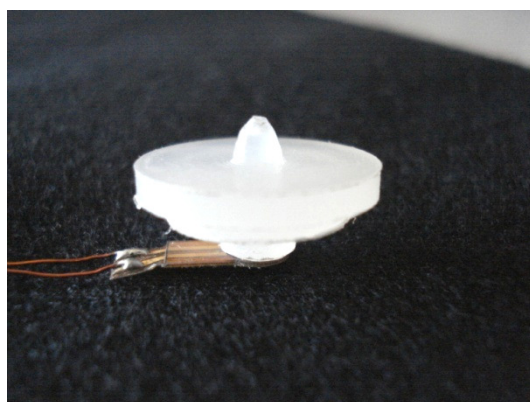


Figura 183. Soporte de masas sobre sensor FSR.

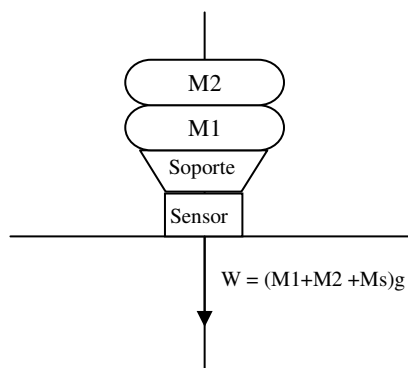


Figura 184. Diagrama del experimento.

Lo primero que se hizo fue encontrar el valor de resistencia fija con el cual se realizarían las pruebas. Este proceso se hizo colocando una masa de 101.2g sobre el sensor, la masa total estaba compuesta de una masa de 100g más el soporte que se fabricado que poseía una masa de 1.2g. Seguidamente se fue variando el valor de la resistencia, y a prueba y error se encontró un valor que presentaba resultados deseables. Además de probar con un peso fijo, se probó a presionar con diferente fuerza el sensor, esto fue para ver el comportamiento de la salida variando la fuerza y dejando fija la resistencia.

Se observó que si el valor de la resistencia fija era muy pequeño, se requería una fuerza muy grande para llegar a saturar el circuito. Además, esto hacía que la respuesta no fuera tan sensible a fuerzas pequeñas. Con un valor de resistencia muy grande se saturaba más rápido el circuito, esto hacía que ya no se pudiera leer valores grandes de fuerza, pero fuera más sensible a fuerzas pequeñas.

Debido al comportamiento observado se buscó encontrar un balance entre los dos extremos. A prueba y error se encontró que para el funcionamiento del sensor en contacto directo con el peso una resistencia entre $20\text{k}\Omega$ y $25\text{k}\Omega$ daba un resultado satisfactorio.

A la vez se pudo apreciar que los valores de resistencia para calibrar el sistema varían mucho. Por lo que es necesario realizar pruebas con el sensor en el dedo con la estructura de la yema del dedo encima antes de realizar el circuito final en PCB. Esto es porque al tener un material encima del sensor se perderá sensibilidad, pero no se conoce cuánta exactamente.

Una vez fijada la resistencia a $25\text{k}\Omega$, se procedió a variar la masa sobre el sensor y a tomar datos para observar su comportamiento. Las mediciones fueron realizadas en incrementos de 5g, ya que esa era la masa de menor magnitud con que se contaba. Se inició en con un valor de masa donde se pudo apreciar un valor significativo en el

voltaje, esta fue de 51.2g, nuevamente el 1.2g se debe al peso de la base fabricada (ver figura 183).

Se realizaron dos pruebas, diferentes días a diferente horas. Esto es para eliminar variables que pudieran afectar los resultados. Por último, se realizó un promedio entre las dos pruebas para ser tomado como resultado final.

Los datos tomados durante la prueba fueron, el voltaje de referencia, la mitad del voltaje de referencia, el voltaje de salida del circuito y el valor experimental de la resta de la señal de la mitad del voltaje de referencia y el voltaje de salida. Con estos datos se sacó el valor teórico de la diferencia de voltaje, el cual debería ser la resta. Además, conociendo la ecuación del voltaje de salida del circuito amplificador no inversor, se obtuvo un valor teórico de la resistencia del sensor. Con este valor se pudo hacer una regresión para obtener una fórmula que relacionara el peso con la resistencia, y de esta manera se podrá escoger un valor óptimo de resistencia fija.

En la sección 9.8 del Apéndice se muestran las figuras relacionando cada una de los datos extraídos en la prueba, las regresiones realizadas y las tablas con los datos anteriormente mencionados para cada una de las pruebas. En la sección de resultados encontrará únicamente las ecuaciones de regresión que se extrajeron para cada una de las pruebas realizadas.

6.4.2.1.2 Resultados.

Tabla 16. Regresiones encontradas para los resultados de la primera prueba.

Masa vrs. diferencia de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0184x - 0.4102$ $R^2 = 0.9628$
	Regresión de potencia	$y = 0.0018x^{1.443}$ $R^2 = 0.9325$
Masa vrs. diferencia de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0204x - 0.5857$ $R^2 = 0.9688$
	Regresión de potencia	$y = 0.0009x^{1.6044}$ $R^2 = 0.9241$
Masa vrs. salida de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0187x + 1.8708$ $R^2 = 0.9703$
	Regresión de potencia	$y = 0.3905x^{0.4936}$ $R^2 = 0.9772$
Masa vrs. salida de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0205x + 1.7154$ $R^2 = 0.9794$
	Regresión de potencia	$y = 0.3691x^{0.5065}$ $R^2 = 0.9721$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor.	Regresión de grado 6.	$y = 5E-06x^6 - 0.0036x^5 + 1.0244x^4 -$ $151.36x^3 + 12323x^2 - 524465x +$ $9E+06$ $R^2 = 0.987$
	Regresión de potencia	$y = 5E+07x^{-1.514}$ $R^2 = 0.9463$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor.	Regresión de potencia	$y = 2E+07x^{-1.298}$ $R^2 = 0.9771$

Tabla 17. Regresiones encontradas para los resultados de la segunda prueba.

Masa vrs. diferencia de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0202x - 0.4196$ $R^2 = 0.9271$
	Regresión de potencia	$y = 0.0011x^{1.5749}$ $R^2 = 0.9057$
Masa vrs. diferencia de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0262x - 0.9109$ $R^2 = 0.9877$
	Regresión de potencia	$y = 0.0002x^{1.9339}$ $R^2 = 0.9486$
Masa vrs. salida de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0207x + 2.0274$ $R^2 = 0.9303$
	Regresión de potencia	$y = 0.3676x^{0.5262}$ $R^2 = 0.9677$
Masa vrs. salida de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.025x + 1.6717$ $R^2 = 0.9785$
	Regresión de potencia	$y = 0.2869x^{0.5833}$ $R^2 = 0.9896$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor.	Regresión de grado 6.	$y = 4E-06x^6 - 0.0024x^5 + 0.673x^4 -$ $98.929x^3 + 8075x^2 - 348717x +$ $6E+06$ $R^2 = 0.9931$
	Regresión de potencia	$y = 8E+07x^{-1.641}$ $R^2 = 0.9143$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor.	Regresión de potencia	$y = 4E+07x^{-1.498}$ $R^2 = 0.9195$

Tabla 18. Regresiones encontradas para los resultados del promedio de las pruebas.

Masa vrs. diferencia de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0193x - 0.4149$ $R^2 = 0.9552$
	Regresión de potencia	$y = 0.0014x^{1.5079}$ $R^2 = 0.9267$
Masa vrs. diferencia de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0233x - 0.7483$ $R^2 = 0.9915$
	Regresión de potencia	$y = 0.0004x^{1.7731}$ $R^2 = 0.9472$
Masa vrs. salida de voltaje. Con área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0193x + 2.0251$ $R^2 = 0.9552$
	Regresión de potencia	$y = 0.4058x^{0.4972}$ $R^2 = 0.9808$
Masa vrs. salida de voltaje. Sin área de saturación.	Regresión lineal	$y = 0.0225x + 1.7574$ $R^2 = 0.9896$
	Regresión de potencia	$y = 0.343x^{0.5358}$ $R^2 = 0.9927$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor.	Regresión de grado 6.	$y = 6E-06x^6 - 0.004x^5 + 1.1157x^4 - 162.26x^3 + 13015x^2 - 546529x + 9E+06$ $R^2 = 0.981$
	Regresión de potencia	$y = 4E+07x^{-1.508}$ $R^2 = 0.9267$
Masa vrs. resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor.	Regresión de Potencia	$y = 1E+07x^{-1.274}$ $R^2 = 0.9646$

Se puede observar que la regresión de potencia se ajusta mejor que la regresión lineal de los valores encontrados; esto lo indican los valores de coeficiente de determinación (R^2) para cada una. Sin embargo, se observa que el coeficiente de

determinación para la regresión lineal es alto, *i.e.* cercano a 1. En los casos donde se desecharon los datos que muestran saturación, se observó que la regresión lineal se ajusta de mejor manera a los datos obtenidos que la regresión de potencia.

6.4.2.2. Diseño de un sistema con sensores piezoeléctricos.

6.4.2.2.1 Diseño Experimental. Se empezó un diseño para los sensores piezoeléctricos para aprovechar el tiempo. Inicialmente se diseñó el sistema para la función de agarre, pero al tener las muestras de los sensores FSR, y haber realizado las pruebas con estos, se vio que eran mucho mejor que la opción del sistema con material piezoeléctrico que se describe a continuación.

Lo primero que se hizo fue tratar de eliminar el ruido que se medía en el sensor. Para eliminarlo se implementó un filtro pasa altas activo con frecuencia de 100Hz. Sin embargo, esto no dio los resultados esperados ya que sólo incrementaba el ruido. Finalmente se logró eliminarlo simplemente poniendo un capacitor entre las terminales del elemento. Después de la construcción del sistema se observó que el capacitor no era necesario. El ruido desaparecía al conectar el sensor a la circuitería del sistema.

Después de haber resuelto el problema del ruido, se diseñó y luego implementó el resto del circuito. El circuito, figura 186, consiste en comparadores de ventanas para aislar voltajes que le pueden hacer daño al microcontrolador que se encarga de procesar las señales. El sistema contiene una resistencia variable para modificar los rangos de las ventanas, esto con el propósito de que sea posible ajustar el umbral al voltaje que produzca la fuerza que se considere máxima. Cabe notar que este voltaje no debe ser mayor a 5 voltios, de lo contrario el microcontrolador se podría arruinar o simplemente el programa ya no funcionará.

Las entradas mayores a este umbral variable son consideradas como un agarre muy fuerte o que se soltó por completo al objeto. Las ventanas implementadas son las siguientes:

- Voltaje de entrada mayor al voltaje de umbral.
- Voltaje de entrada menor al voltaje de umbral, pero mayor que cero.
- Voltaje de entrada menor que cero y mayor que el negativo del voltaje de umbral.
- Voltaje de entrada menor que el inverso del voltaje de umbral.

Lo que le corresponde hacer al microcontrolador es mantener una variable con un valor que sea proporcional a la presión aplicada en tiempo real. Es por esto que se hicieron diferentes procedimientos, tanto en hardware como en software, con el resultado de la comparación (ver figura 185).

La primera ventana y la última fueron utilizadas como interruptos para el microcontrolador. Si la primera ventana estaba activada, se considera que se aplicó la fuerza máxima, y se pone la variable en su valor máximo. Si la cuarta ventana se activa se considera que se eliminó por completo toda presión y se coloca la variable en su valor mínimo.

La respuesta de la segunda ventana se utilizó para obtener nuevamente el voltaje de entrada y para indicar al microcontrolador que el valor de la entrada se encontraba en este rango. Para obtener de nuevo el voltaje se utilizó un transistor conectado en modalidad de switch. Este voltaje recuperado se conecta a una entrada analógica del micro controlador y se convierte a un valor digital. El valor ya digitalizado se suma a la variable que almacena la magnitud de la presión. El voltaje del sensor continuamente se convierte mientras la respuesta de la ventana sea positiva. Esto se logra sondeando el estado de la entrada digital del microcontrolador en donde está conectada la salida de esta ventana. Es necesario realizar esta conversión de manera continua para que los incrementos continuos de presión se detecten.

La respuesta de la tercera ventana también se utiliza para obtener de nuevo el voltaje de entrada y para indicarle al microcontrolador que el voltaje de entrada se encuentra entre 0 y el voltaje de umbral invertido. El voltaje recuperado es invertido para tener así únicamente la magnitud de este voltaje y no dañar el microcontrolador

ingresando un voltaje negativo. El voltaje ya invertido se conecta a una entrada analógica del controlador para ser convertido a digital. El valor del voltaje ya digitalizado se resta a la variable que almacena la magnitud de la presión.

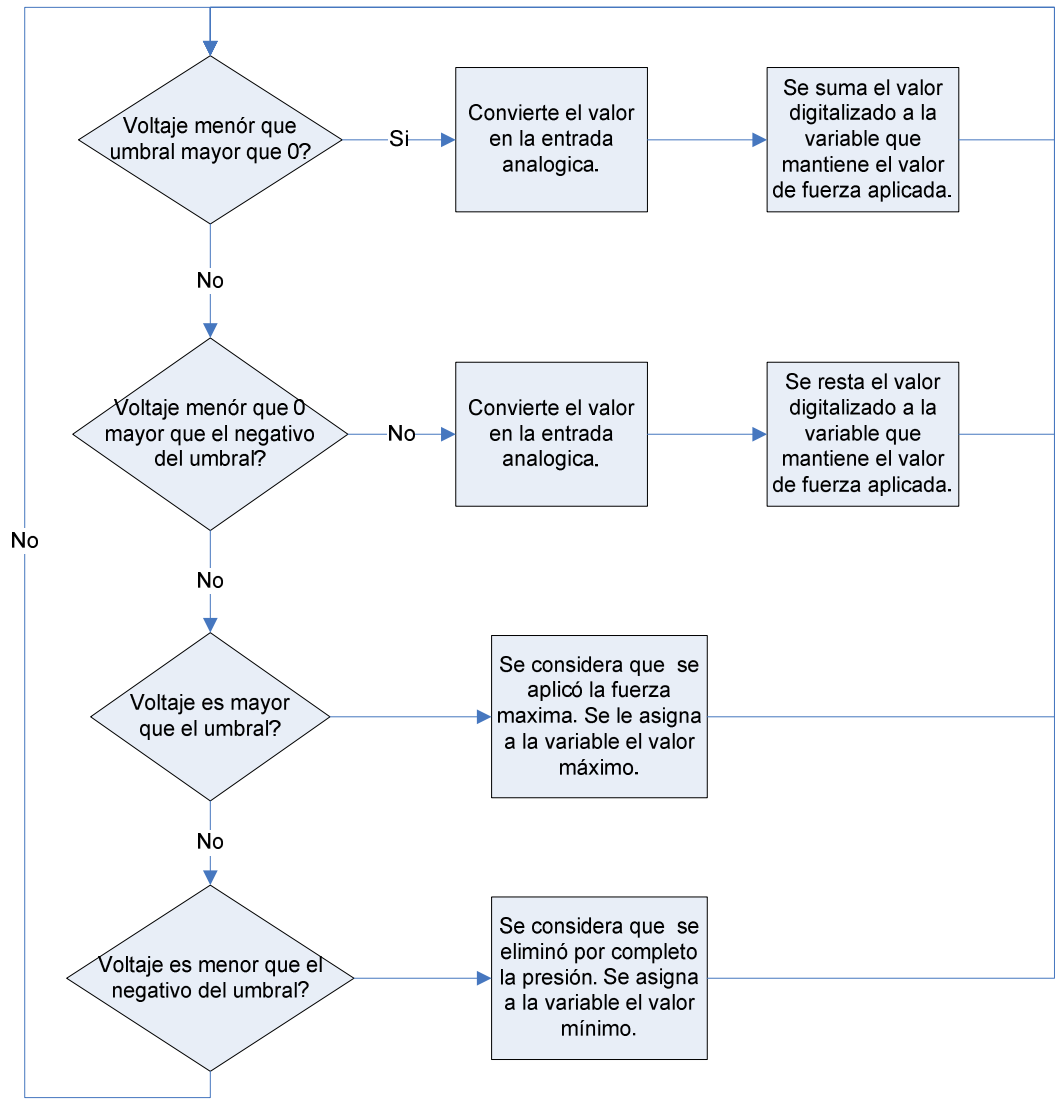


Figura 185. Diagrama de flujo del programa del microcontrolador para los sensores piezoeléctricos.

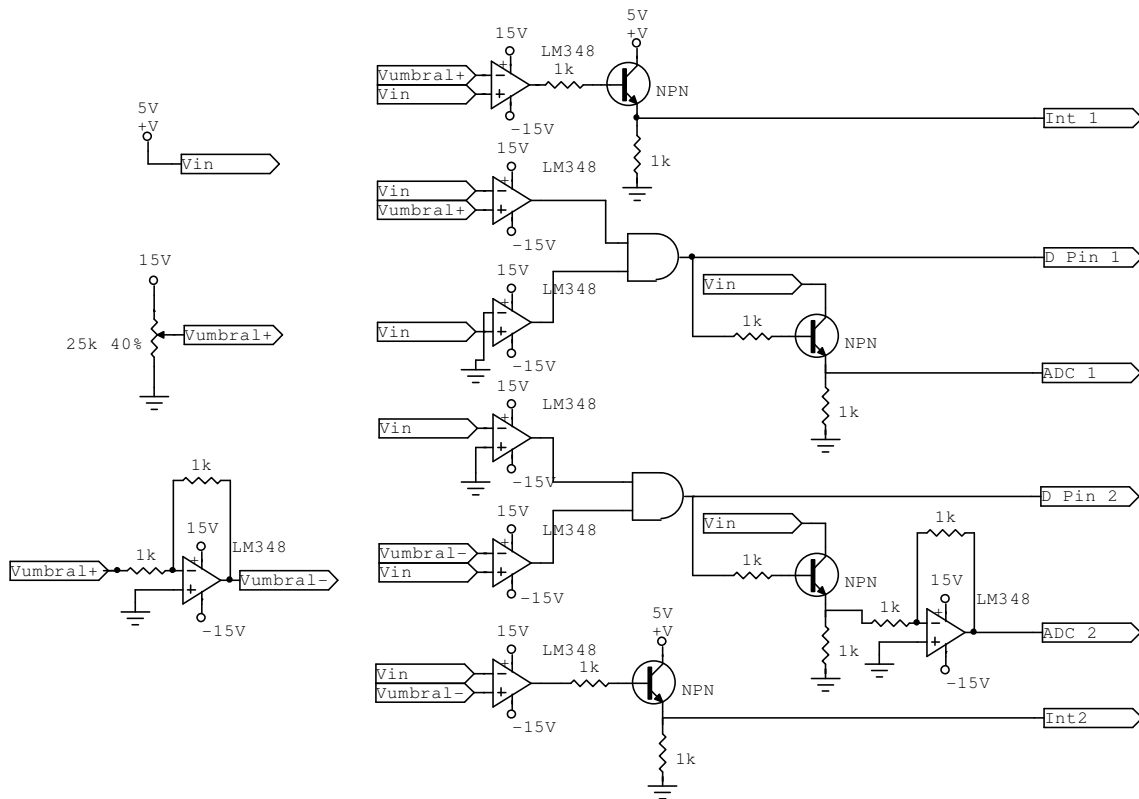


Figura 186. Circuito de comparadores de ventanas.

6.4.2.2.2 Resultados

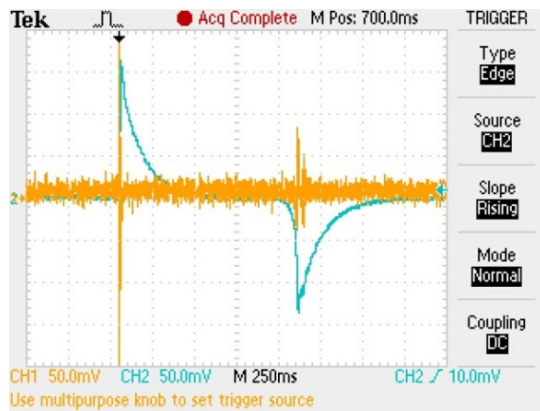


Figura 187. Señal Filtrada. Salida del filtro pasa altas (amarillo). Señal del sensor antes del filtro (azul).

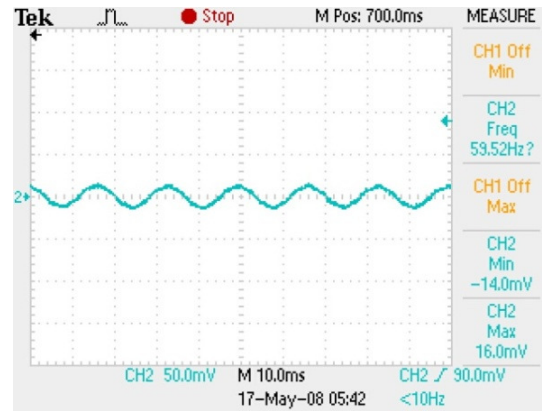


Figura 188. Ruido en la señal.

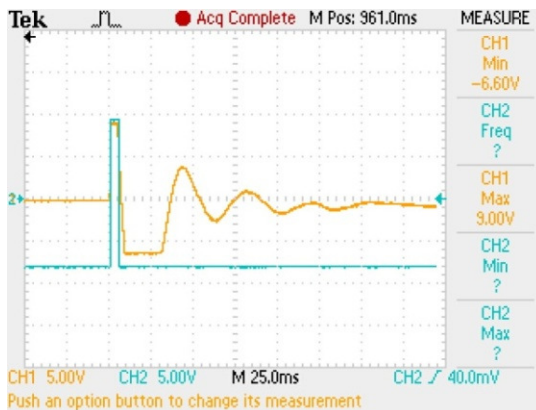


Figura 189. Comportamiento de la ventana de mayor al voltaje de umbral. Salida del sensor (amarillo), salida del comparador (azul).



Figura 190. Acercamiento a la salida de la ventana de mayor al voltaje de umbral. Salida del sensor (amarillo), salida del comparador (azul).

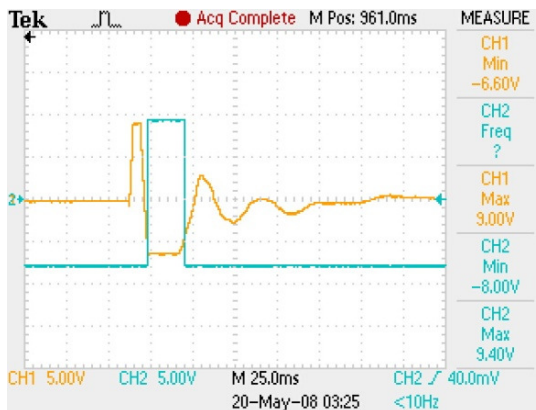


Figura 191. Comportamiento de la ventana de menor al voltaje de umbral negativo. Salida del sensor (amarillo), salida del comparador (azul).



Figura 192. Acercamiento a la salida de la ventana de menor al voltaje de umbral negativo. Salida del sensor (amarillo), salida del comparador (azul).



Figura 193. Salida de la ventana para voltajes entre 0 y 5V. La salida del sensor se ve en amarillo, mientras la salida del comparador se encuentra en azul.

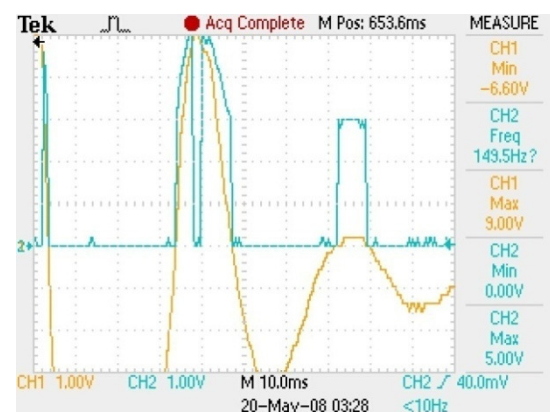


Figura 194. Acercamiento a la salida de la ventana para voltajes entre 0 y 5V. La salida del sensor se ve en amarillo, mientras la salida del comparador se encuentra en azul.

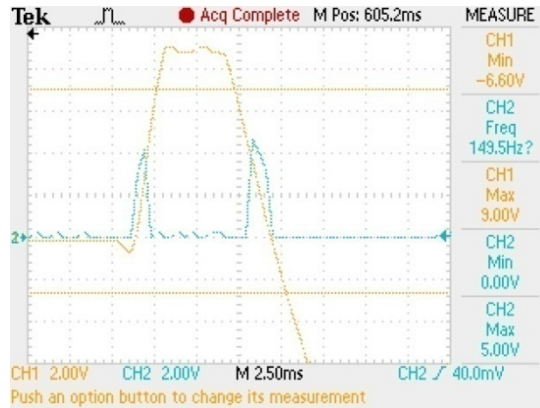


Figura 195. Respuesta de la ventana para voltajes entre 0 y 5V ante un pico alto en la salida del sensor. La salida del sensor se ve en amarillo, mientras la salida del comparador se encuentra en azul.

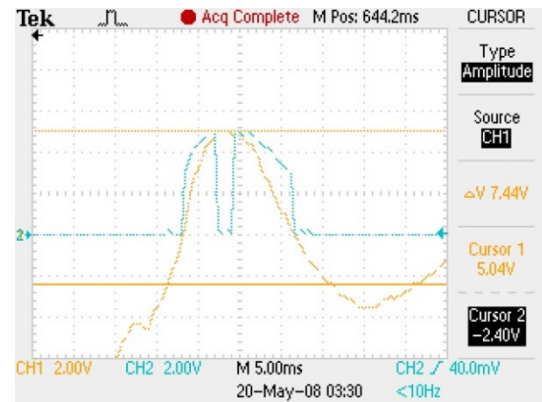


Figura 196. Respuesta de la ventana para voltajes entre 0 y 5V ante una onda suave que sobrepasa el umbral en su punto más alto. La salida del sensor se ve en amarillo, mientras la salida del comparador se encuentra en azul.

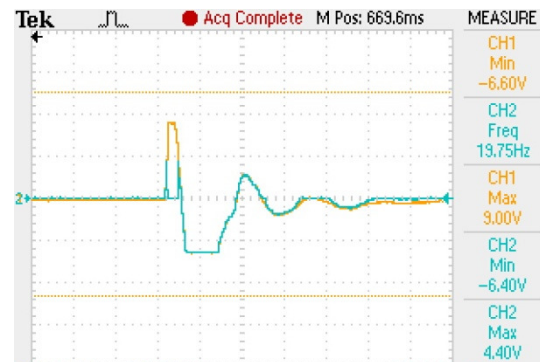


Figura 197. Salida del transistor que sigue la onda para voltajes menores de 5V. En azul la salida del transistor, en amarillo la salida del sensor.

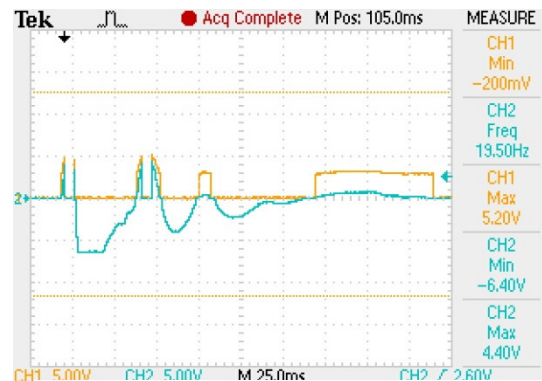


Figura 198. Salida del transistor que sigue la onda para voltajes menores de 5V con la salida del comparador de ventana para voltajes entre 0 y 5V. En azul la salida del transistor, en amarillo del comparador.

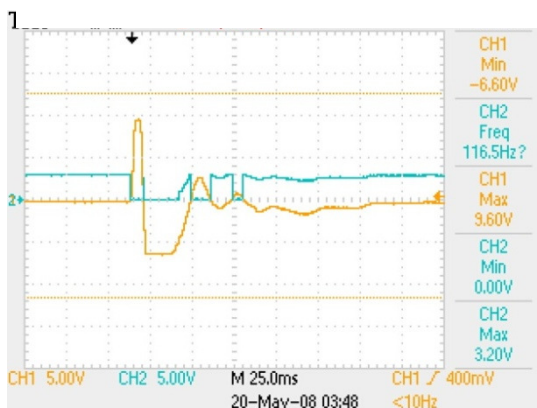


Figura 199. Salida de la ventana para voltajes entre -5 y 0V. La salida del sensor se ve en amarillo, mientras la salida del comparador se encuentra en azul.

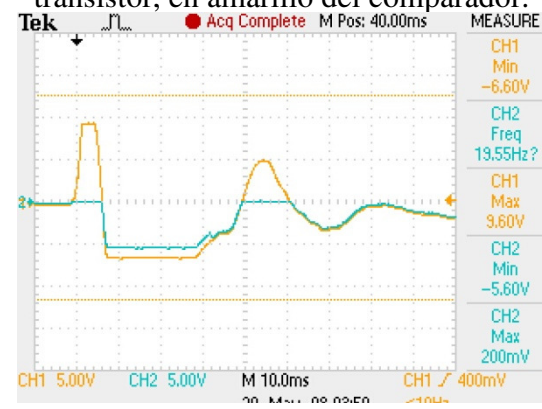


Figura 200. Salida del transistor que sigue la onda para voltajes negativos. En azul la salida del transistor, en amarillo la salida del sensor.

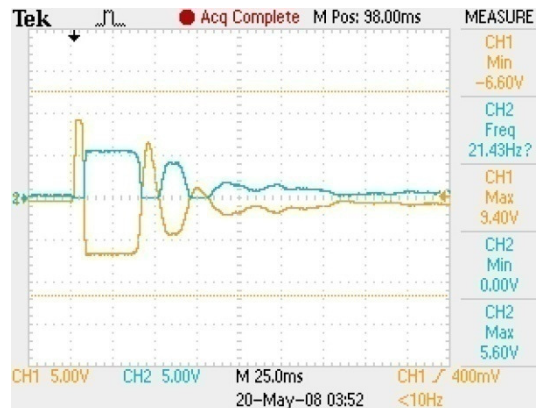


Figura 201. Salida del inversor para voltajes entre -5 y 0V. En azul la salida del transistor, en amarillo la salida del sensor.

El ruido que se presentaba en el sensor piezoeléctrico se observa en la figura 188. Como se puede observar en la figura 187, el circuito pasa altas incrementaba el ruido de la señal cuando se aplicaba una presión. Sin embargo, eliminaba el ruido que mostraba el sensor al no aplicarle presión.

En las figuras 189 a 192 se puede observar el comportamiento del sistema antes de ser incorporado el microcontrolador. Se tomó como voltaje de umbral 5V ya que no se conocía el valor real.

Como se puede ver en las figuras 189 y 190, cuando el voltaje del sensor (en amarillo) sobrepasa los 5 voltios se obtienen una respuesta de saturación positiva. Cuando el voltaje es menor, la saturación es negativa. Esta entrada se utiliza para accionar un interruptor para obtener un voltaje entre 0 y 5V para ingresar a un pin con interrupto del microcontrolador.

En las figuras 191 y 192 se observa el comportamiento contrario, la salida (azul) tiene un resultado de saturación positivo cuando la señal del sensor (amarillo) tiene un valor menor a los 5 voltios. Esta salida, después de pasar por un interruptor, es la

entrada a otro interrupto del microcontrolador que indica que el objeto se soltó por completo.

En las figuras 193 a la 196 se observa el comportamiento de la salida (azul) del circuito de comparadores que tiene una respuesta de saturación positiva para voltajes entre 0 y 5 voltios. La figura 193 es el original, mientras que las siguientes son acercamientos a partes de la misma para observar mejor el comportamiento.

En la figura 194 se puede observar que la tercera vez que se saturó la salida fue debido a un incremento pequeño. En la figura 195 se ve cómo la señal de salida sube cuando el voltaje de entrada sobrepasa los 0 voltios, pero baja inmediatamente cuando el voltaje de entrada sobre pasa los 5 voltios. La respuesta vuelve a ser positiva cuando el voltaje de entrada baja de 5 voltios. Se puede observar, en la figura 196, que en el pequeño rango que la señal de entrada sobre pasa los 5 voltios la respuesta es 0.

La figura 197 muestra el comportamiento que tiene el transistor que recupera el voltaje que muestra el sensor. Se puede observar que también recupera voltajes negativos. Esto no afecta el comportamiento del sistema, debido a que solo se convertirá el voltaje cuando la ventana esté mostrando un resultado positivo. Esto se puede ver en la figura 198, en donde la señal de color amarillo es la respuesta de la ventana y la señal azul es el voltaje recuperado.

En la figura 199 se muestra la respuesta a la tercera ventana (azul). Como se ve esta se acciona cuando el voltaje de entrada (amarillo) está entre 0 y -5V. Al sobrepasarse de -5V la salida es 0. La respuesta de la ventana también es baja cuando se tiene un voltaje positivo. Se puede observar como el circuito responde de manera rápida al decremento del primer impulso.

En la figura 200 se observa en azul el voltaje recuperado, por medio de un transistor, del voltaje del sensor (amarillo). En la figura 201 se observa en amarillo el voltaje del

sensor y en azul el voltaje del sensor recuperado (en una ventana entre 0 y -5) y luego invertido.

6.4.2.2.3 Discusión. El problema que presentó este sistema es que la magnitud del pico cuando se crea la presión no es de la misma magnitud del pico generado cuando se deja de hacer la presión (vea figura 166). Ésta fue la razón por la cual ya no se usó el diseño. Esto se pudo apreciar colocando un circuito R2R en la salida del microcontrolador, la salida permanecía en un valor DC, que aumentaba cada vez que se presionaba el sensor.

Una de las pruebas que se llevó a cabo, ya con el sistema construido, fue crear vibración en el sensor similar a la que se produce cuando un objeto se está resbalando. Se observó que la salida aumentaba de manera más rápida. Por esto se llegó a la conclusión que de seguir trabajando con este diseño, se podrán implementar sensores de detección de resbalado con estos sensores.

6.4.3. Diseño final del sistema.

6.4.3.1. Colocar los sensores en la estructura mecánica de la prótesis.

6.4.3.1.1 Diseño experimental. Una vez construida la estructura mecánica de los dedos, se procedió a colocar los sensores FSR sobre estos. Se buscó que el área activa del sensor quedara en el centro de la estructura de la yema del dedo protésico, para maximizar la respuesta del sensor. Sobre el sensor fue colocada la yema de silicón del dedo, ésta además de mejorar el agarre de los objetos, permite que cualquier fuerza hecha sobre ésta sea transmitida al sensor.

6.4.3.1.2 Resultados.



Figura 202. Posición del sensor de fuerza y contacto en la estructura de polipropileno de un dedo.



Figura 203. Estructura completa de la yema de un dedo.

6.4.3.1.3 Discusión. Tener la yema de silicón encima del sensor hace que no sólo se pueda detectar una fuerza ortogonal al área activa del sensor, sino que se detecte una fuerza aplicada a la yema en cualquier dirección. La fuerza máxima seguirá siendo detectada en la dirección ortogonal al sensor, las fuerzas aplicadas desde otra dirección serán detectadas con una magnitud menor a la magnitud de la fuerza aplicada.

Se observó que el silicón siempre absorbe cierta cantidad de fuerza, por lo que se deberá variar la resistencia en el circuito para incrementar la sensibilidad de la lectura. Además, debido a que para adherir la yema a la estructura de polipropileno se utilizó silicón, y el proceso fue hecho a mano, las yemas terminadas no quedaron idénticas.

Esto hace que la sensibilidad de la respuesta de cada sensor difiera de los demás, esto implica que la resistencia para cada uno circuitos sea distinta.

6.4.3.2. Realizar pruebas del sistema.

6.4.3.2.1 Diseño experimental. Las pruebas hechas con los sensores dentro de la estructura de los dedos tuvieron dos propósitos, primero obtener la resistencia a utilizar en el circuito, y luego, obtener un modelo matemático para la respuesta del sistema, esto para cada uno de los dedos. Se buscaron valores de resistencia que produjeran resultados similares en el modelo matemático a pesar de las diferencias en las estructuras mecánicas.

Para hacer las pruebas se utilizaron dos dinamómetros marca OHAUS, esto para medir la fuerza que se estaba haciendo a la yema del dedo. Se tomaron varias muestras dentro de un rango de 20 a 1000 gramos. Se buscó que la resistencia escogida no llegara a saturar al sistema, pero que este fuera lo suficientemente sensible para poder detectar contacto. Este proceso se llecó a cabo variando la resistencia y observando con qué cantidad de fuerza se saturaba el sistema, dependiendo de esto se incrementaba o decrementaba la resistencia.

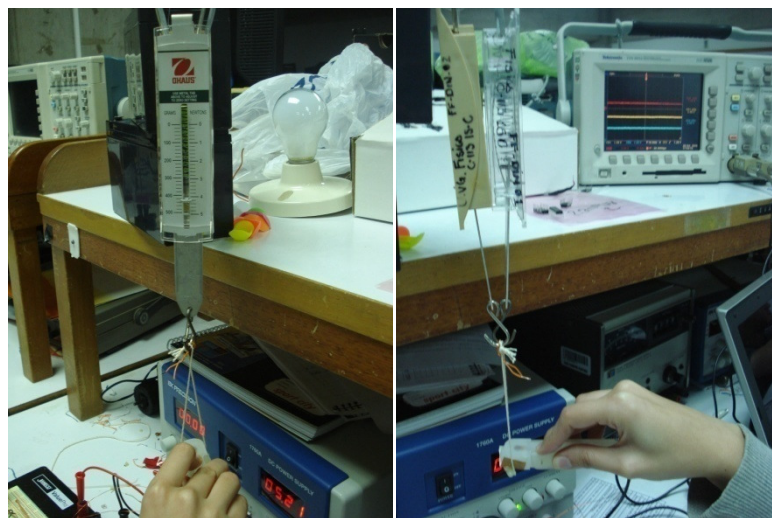


Figura 204. Pruebas realizadas con el sensor FSR dentro de la estructura del dedo.

En la sección 9.7 del Apéndice se muestran las figuras relacionando cada uno de los datos extraídos en la prueba, las regresiones realizadas y las tablas con los datos obtenidos para cada valor de fuerza muestreado. En la sección de resultados encontrará únicamente las ecuaciones de regresión, las obtenidas, que relacionan la fuerza aplicada con el voltaje resultante, como la inversa de éstas, que relacionan el voltaje obtenido con la fuerza aplicada. Se incluyen en los resultados estas ecuaciones inversas ya que éstas representan los modelos que son de interés para el módulo de Control.

6.4.3.2.2 Resultados.

Tabla 19. Resistencias utilizadas y regresiones encontradas de las pruebas del sistema para cada dedo (gramos vrs voltios).

Dedo #1 Resistencia: 11k Ω	Regresión lineal	$y = 0.0024x + 2.5283$ $R^2 = 0.9969$
	Regresión de potencia	$y = 1.1428x^{0.195}$ $R^2 = 0.8818$
Dedo #2 Resistencia: 18.5k Ω	Regresión lineal	$y = 0.0024x + 2.7487$ $R^2 = 0.9867$
	Regresión de potencia	$y = 1.2775x^{0.1854}$ $R^2 = 0.8957$
Dedo #3 Resistencia: 15k Ω	Regresión lineal	$y = 0.0022x + 3.0745$ $R^2 = 0.9801$
	Regresión de potencia	$y = 1.5965x^{0.1576}$ $R^2 = 0.8861$
Dedo #4 Resistencia: 18.5k Ω	Regresión lineal	$y = 0.0028x + 2.5594$ $R^2 = 0.9817$
	Regresión de potencia	$y = 1.0404x^{0.2198}$ $R^2 = 0.8879$
Dedo #5 Resistencia: 25k Ω	Regresión lineal	$y = 0.002x + 3.1304$ $R^2 = 0.9922$
	Regresión de potencia	$y = 1.7071x^{0.1464}$ $R^2 = 0.8867$

Tabla 20. Ecuaciones a utilizar como modelo matemático para el sistema de cada dedo (voltios vrs newtons)

Dedo #1	$y = 4.0134x - 10.149$ $R^2 = 0.997$
Dedo #2	$y = 4.0178x - 10.944$ $R^2 = 0.9867$
Dedo #3	$y = 4.4354x - 13.539$ $R^2 = 0.9812$
Dedo #4	$y = 3.4121x - 8.6649$ $R^2 = 0.9827$
Dedo #5	$y = 4.7416x - 14.78$ $R^2 = 0.9922$

Se puede observar, en la tabla 19, que la regresión lineal se ajusta mejor que la regresión de potencia de los valores encontrados; esto lo indican los valores de coeficiente de determinación (R^2) ya que éstos son valores muy cercanos a 1. Las regresiones de esta tabla relacionan la medida de gramos del dinamómetro(x) con el voltaje obtenido en la salida del circuito (y).

En la tabla 20, se encuentran las ecuaciones que serán utilizadas por el módulo de control. Estas relacionan el voltaje (x) de salida del circuito de cada dedo con la fuerza (y), en newtons, que está aplicando cada dedo.

6.4.3.2.3 Discusión. Al realizar las pruebas parciales con el sistema sensorial se observó que la regresión de potencia daba una mejor aproximación, casi exacta, a la regresión lineal. Sin embargo, se observó que la regresión lineal proporcionaba una buena aproximación. Con los resultados preliminares se concluyó que, para el control de fuerza de cada dedo, se pueden utilizar cualquiera de los dos tipos de regresión a conveniencia del módulo encargado.

En los resultados de las pruebas del sistema sensorial con los sensores dentro de la estructura mecánica, se observó el caso contrario a las pruebas preliminares. La regresión lineal da una aproximación más exacta, con coeficientes muy cercanos a 1, mientras que la regresión de potencia se aleja más, con coeficientes cercanos a 0.9.

Se buscó que las respuestas del sistema sensorial de cada dedo quedaran lo más similar posible una con otra, esto se logra variando la resistencia del circuito. No se logró que las ecuaciones queden exactamente iguales debido a que cada yema es diferente. Sin embargo, las ecuaciones tienen pendientes e interceptos similares.

Se buscó que el sistema fuera lo suficientemente sensible para detectar contacto, pero lo suficientemente robusto para detectar fuerzas relativamente grandes. Se obtiene una saturación con una fuerza muy cercana a los 10N por dedo y se percibe contacto con una fuerza menor a 0.5N. Si se busca mayor fuerza máxima se pierde sensibilidad y viceversa.

6.4.3.3. Diseño del circuito.

6.4.3.3.1 Diseño experimental. Con los valores de resistencias encontrados al realizar pruebas con el sistema se procedió a diseñar el circuito del sistema sensorial completo. Se utilizó el circuito amplificador no inversor como fue discutido en la sección 6.4.2.1.1.1 y el amplificador operacional, MCP617, que fue escogido en la sección 6.4.2.1.1.2.

Se trabajó con elementos tipo SOIC, *i.e.* de superficie, para minimizar el tamaño del circuito así como el peso. La razón de esto es que toda la circuitería debe estar dentro de la estructura de la prótesis y se busca que ésta sea lo más liviana posible. Debido a que todos los elementos a utilizar eran de superficie se tenía un número limitado de valores de resistencia. Se trabajó con estos valores en diferentes configuraciones para obtener los valores que se necesitaban, además, se tenían resistencias variables de $5k\Omega$ para terminar de ajustar el valor necesario.

Para el diagrama del PCB se buscó que éste fuera lo más compacto posible y así ocupar el menor espacio posible dentro de la estructura del brazo. Una vez fresado esto se procedió a soldar los componentes.

4.3.3.2. Resultados.

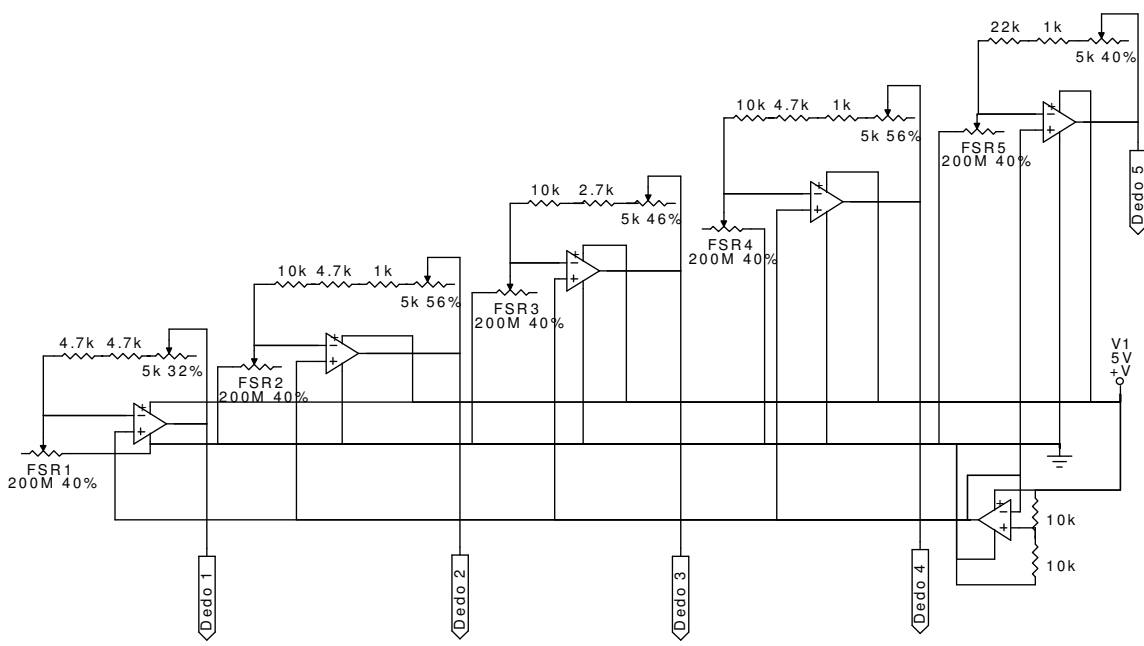


Figura 205. Circuito del sistema sensorial de fuerza y contacto.

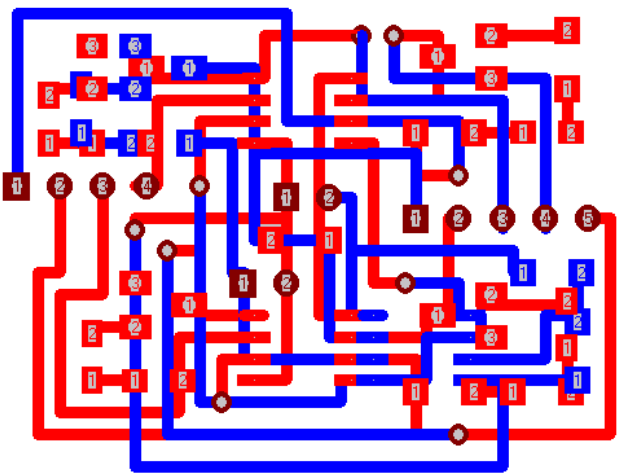


Figura 206. Diagrama en Trax Maker del circuito.

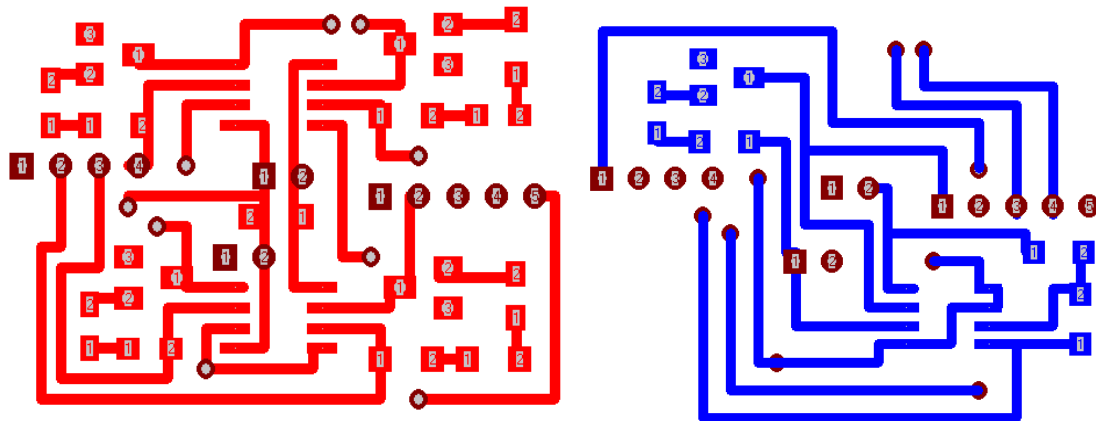


Figura 207. Diagrama en Trax Maker. En rojo se encuentra la capa superior. En azul la capa inferior.

4.3.3.3. Discusión. La respuesta del sistema sensorial de cada dedo es distinta, y para corregirla se utilizó un valor de resistencia distinto para cada uno. En el caso que se altere la estructura mecánica o se dañe alguna yema, se deberán volver a realizar las pruebas descritas en la sección 6.4.3.2 para encontrar el nuevo valor de la resistencia y volver a realizar el PCB con los nuevos valores. Esto es porque el rango en que varía la resistencia es mucho mayor al valor que puede ajustar la resistencia variable de cada circuito. Para los valores encontrados se observa que el valor varía de $11\text{k}\Omega$ a $25\text{k}\Omega$ que es una diferencia de $14\text{k}\Omega$ y la resistencia variable es únicamente de $5\text{k}\Omega$, haciendo que se deban utilizar circuitos con valores de resistencias fijas distintos.

6.5. Módulo de Control.

6.5.1. Interacción con el módulo de Mecatrónica. En este capítulo se describe detalladamente todo lo que fue necesario realizar para conectar el módulo de Control con el módulo Mecatrónico. Se analiza el uso del PWM, la comunicación I²C, las rutinas básicas de control y lo relacionado con los microcontroladores utilizados.

6.5.1.1. Diseño experimental. Existían dos requerimientos principales para la interfaz con el módulo Mecatrónico: controlar los servomotores y minimizar la superficie de los circuitos de control para ser integrados con el módulo Mecatrónico.

El control maestro se diseñó utilizando el PIC18F2550, mientras que el control esclavo, utilizando el PIC18F2431. Ver Figura 208. Se estableció que el PIC18F2550 fuera el “Maestro” en la comunicación utilizando el protocolo I²C, mientras que tres PIC18F2431 fueran los “Esclavos”.

Con el protocolo establecido para la comunicación y los componentes necesarios, se procedió a estudiar en detalle la especificación del protocolo. Dicho estudio se llevó a cabo con materiales provistos por los fabricantes de los componentes, principalmente Microchip. Se procedió a configurar el PIC *Maestro* con las rutinas predeterminadas que mikroC, de mikroElektronika, tiene para utilizar el protocolo I²C en modo maestro. Además, para cada PIC *Esclavo* se configuraron los bits de los registros necesarios para que estos PIC funcionaran en modo esclavo. Las configuraciones de los registros se realizaron de acuerdo con la hoja de datos que provee Microchip para estos controladores. A cada PIC esclavo se le asignó una dirección diferente. Para ver detalles de estas configuraciones, se puede ver el código de ambos microcontroladores en el anexo 9.10 de este trabajo de graduación.

Lo primero que se hizo al haber establecido el protocolo de comunicación fue diseñar las rutinas para la comunicación entre el nodo maestro (el control de alto nivel) y los nodos esclavos (control de bajo nivel).

Se diseñaron rutinas en las cuales el control maestro envía información diferente a cada uno de los nodos (utilizando sus diferentes direcciones), así como mandar a pedir información específica a algún nodo o a varios, en la cual los nodos esclavos tienen que enviar de regreso la respuesta. Las rutinas de los PIC esclavos se realizaron utilizando los interruptos que provee el módulo I²C al momento de recibir algún dato. Para leer los

datos y responder a llamados, se siguieron los pasos expuestos en la hoja de datos que provee Microchip para los microcontroladores.

Teniendo en funcionamiento la comunicación, se procedió a utilizar la técnica de PWM para controlar los servomotores. Primero se investigó a qué frecuencia funcionan regularmente, y se encontró que la mayoría funciona en un rango de 50Hz hasta 300Hz. Se configuró el módulo de “Power Control PWM” que tienen los PIC18F2431 para que estuvieran en funcionamiento dos señales independientes por PIC esclavo a una frecuencia de 75Hz, y se implementaron las rutinas para cambiar el ciclo de trabajo de cada una de estas señales. La configuración de los registros se puede ver en el código del controlador esclavo en el anexo de este trabajo de graduación.

Las rutinas básicas para el control maestro fueron implementadas para enviar un ciclo de trabajo (o la posición de algún dedo) a un nodo específico con su dirección específica. Se probó cambiar el ciclo de trabajo desde 35% hasta 4% y viceversa, así como moverse en una dirección en aumentos de 0.1%.

Para el control esclavo, se realizaron rutinas que detectaran primero a quién se le mandaba la información, luego qué función se requería de ellos y entonces poder recibir el nuevo parámetro del ciclo de trabajo y cambiarlo para el dedo deseado. Cabe mencionar que cada nodo esclavo controla a dos servomotores, por lo cual debe de detectar para qué dedo va la instrucción de movimiento.

El diagrama de flujo de las rutinas básicas de control se puede observar en la figura 208 y el código de estas rutinas se encuentra en el anexo 9.10 y 9.11 de este trabajo de graduación.

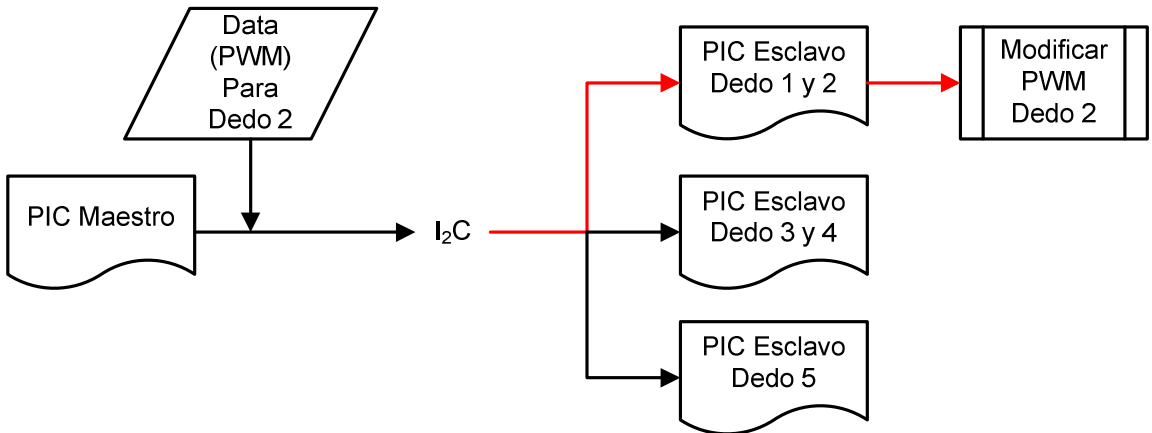


Figura 208. Diagrama de flujo de las rutinas básicas de control

El diagrama del circuito de la interacción con el módulo mecatrónico se puede ver en la figura 22. El diagrama completo del circuito de control se puede observar en el anexo 9.9 de este documento.

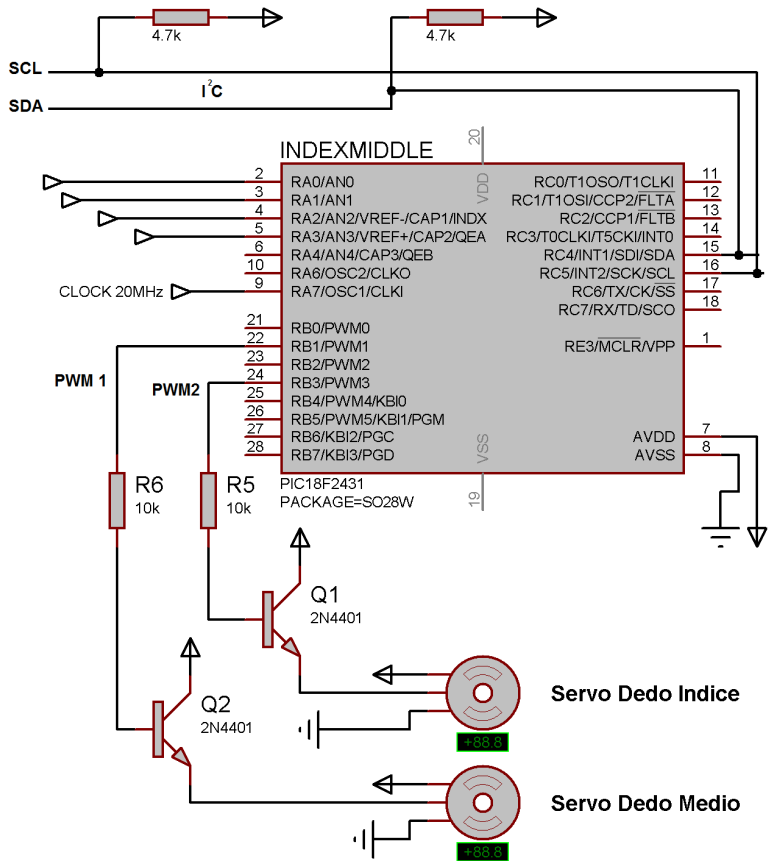


Figura 209. Diagrama del circuito de control. Parte I.

6.5.1.2. Resultados

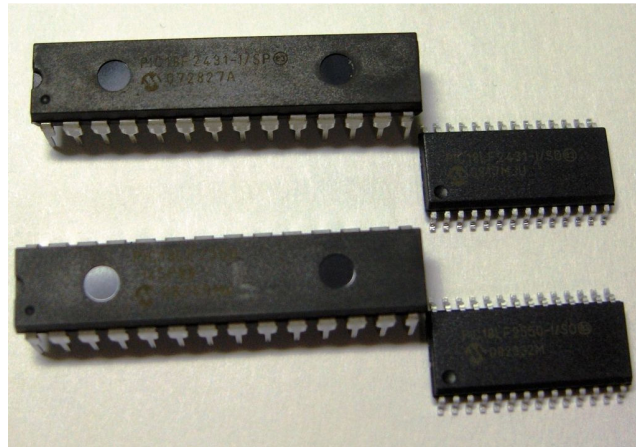


Figura 210. Empaquetados de los microcontroladores: DIP y SOIC

Se logró obtener una precisión de 0.1% de cambio al ciclo de trabajo, lo cual es suficiente para el movimiento preciso de los dedos. Esto se puede apreciar en la figura 211.

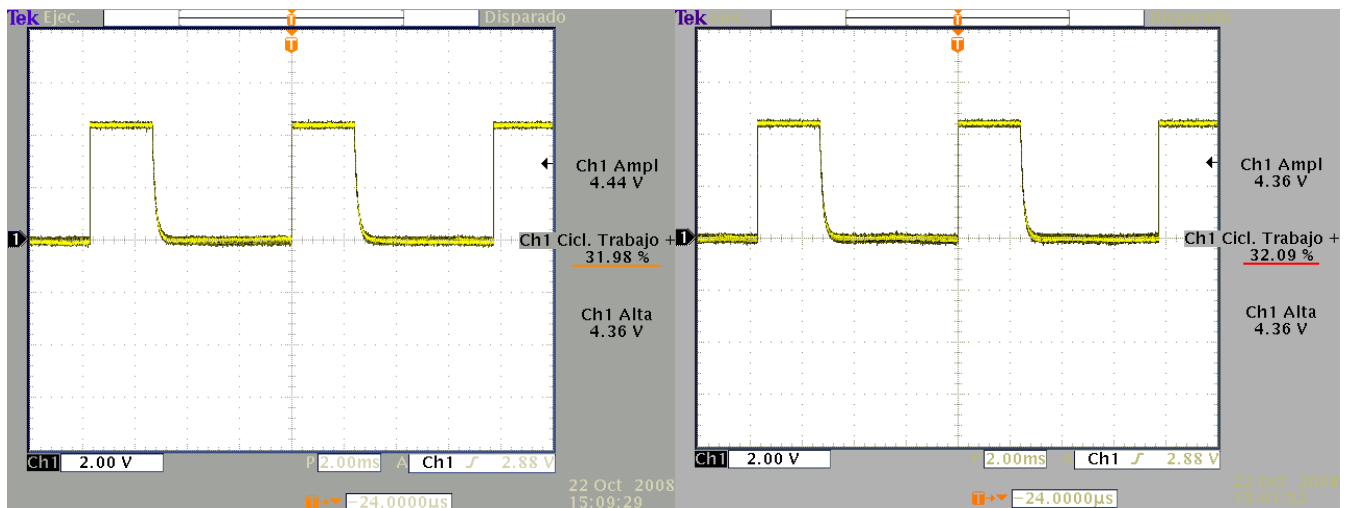


Figura 211. PWM con 32.09% y 31.98% de ciclo de trabajo

Además se utilizó el PWM con un ciclo de trabajo desde 4% hasta aproximadamente 35%, espacio en el cual se mueven 180° y permite cerrar completamente los dedos.

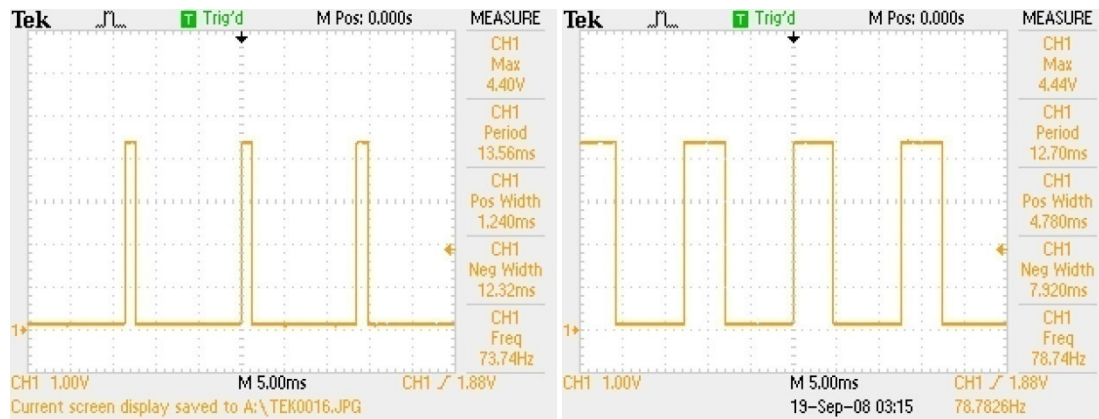


Figura 212. PWM mínimo y máximo del control de los servomotores

El cierre de los dedos se obtiene al establecer el PWM con el máximo ciclo de trabajo, mientras que para abrirlos, se establece el PWM mínimo.

En la figura 213 se puede ver la línea del SCL (señal amarilla) con una señal PWM integrada (señal azul) y el tiempo en que tarda (52ms) un PIC esclavo en reaccionar ante un comando del protocolo I²C.

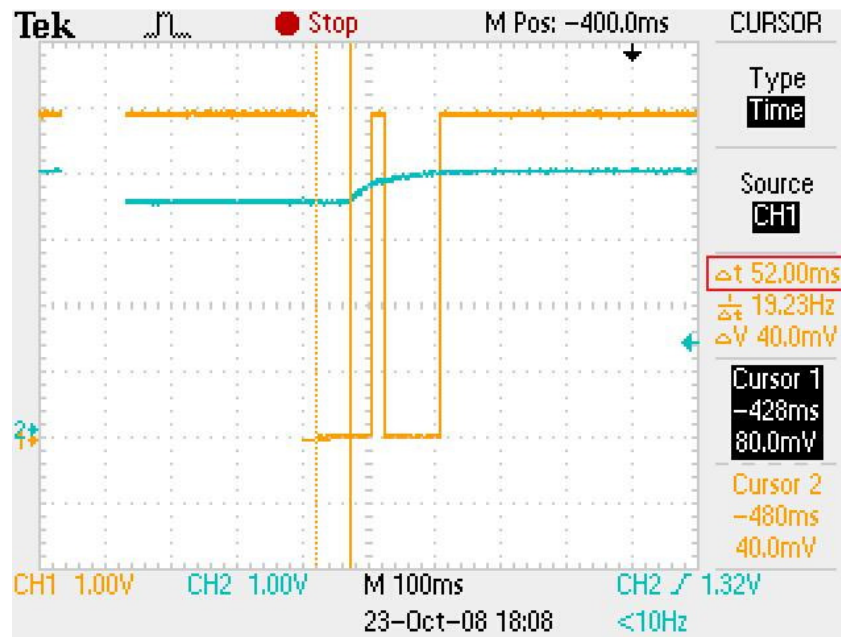


Figura 213. Tiempo de reacción a comando del I²C

6.5.1.3. Discusión. El PIC18F2550 se escogió debido a que tiene un módulo integrado especializado para la comunicación maestra en el protocolo I²C, aparte de tener también módulos para la comunicación USB y RS-232, de lo que se expondrá más adelante en este trabajo de graduación. El PIC18F2431 se escogió debido a dos razones principales: tiene un módulo especializado para la comunicación esclava del protocolo I²C y tiene el módulo “Power Control PWM”.

Las frecuencias a las que trabajan los servomotores son bajas en comparación a la frecuencia a la cual están funcionando los microcontroladores, que es a 20MHz. Por lo tanto, se buscó un microcontrolador que trabajara con PWM a frecuencias bajas, y se encontró el llamado “Power Control PWM” que está específicamente diseñado para el control de aplicación de motores, servomotores y similares. A diferencia de los generadores PWM estándar que traen los microcontroladores, el “Power Control PWM” trabaja con 14bits en lugar de solamente 8bits, permitiendo una mayor precisión en el cambio del ciclo de trabajo, así como llegar a una frecuencia de funcionamiento adecuada para los servomotores utilizados.

Para poder minimizar el espacio ocupado por los microcontroladores, se adquirieron en empaquetados SOIC. En la Figura 210 se puede observar la comparación de tamaño entre el empaquetado DIP y el SOIC.

Al momento de realizar las pruebas en el control de los servomotores, se pudo notar que éstos consumían mayor potencia si el ciclo de trabajo estaba fuera de los límites expuestos anteriormente (4% - 32%), por ejemplo si el PWM estuviera a 0%, por lo que se establecieron esos límites para obtener el mejor rendimiento de todo el sistema.

Con respecto al uso del protocolo I²C y las rutinas predeterminadas de mikroC, se tuvo problemas con la comunicación cuando se trataba de acceder a una dirección que no estaba conectada al bus. Si el Control Maestro daba órdenes a algún nodo esclavo, y éste último no se encontraba conectado al bus, el módulo I²C del PIC maestro dejaba de

funcionar, quedándose en ese estado hasta un reinicio de operaciones. Es probable que esto suceda por la forma en que están implementadas las funciones predeterminadas de envío de datos en mikroC. Tal vez al pedir una respuesta a algún PIC, y éste no responde, las rutinas se suspenden. Una solución podría ser implementar estas funciones utilizando los registros del PIC, pero esto no fue probado, por lo que se aconseja que al utilizar la Prótesis Biónica, se asegure que todos los controladores esclavos estén conectados.

En la figura 213 se observan dos cambios de alto a bajo en la línea de reloj del I²C (SCL), esto es debido a que en ese momento se enviaron dos comandos a dos diferentes esclavos. Al subir y bajar la línea, se empieza a enviar el siguiente comando.

El tiempo de reacción de 52ms muestra que el protocolo I²C es rápido y adecuado para el proyecto, además de mostrar que la comunicación se realiza con éxito. Un ser humano no puede notar esos tiempos pequeños, lo que permite que la comunicación se realice casi instantáneamente para el usuario final. Ese tiempo se puede mejorar aún más, si se optimiza el tiempo de espera entre recibir el ACK del esclavo y empezar a mandar los datos.

6.5.2. Interacción con el módulo de Interfaz Humana. A continuación se describe la comunicación con el módulo de Interfaz Humana, así como las rutinas de alto nivel necesarias para el control de la prótesis biónica.

6.5.2.1. Diseño experimental. En un principio se pretendía recibir únicamente unas cuantas señales provenientes del módulo de interfaz humana. Esto se lograría al tener dos bits dedicados en el PIC maestro para realizar cuatro diferentes funciones (las combinaciones de esos dos bits).

Luego se decidió utilizar el módulo USART, que tiene el PIC18F2550, para el envío de información y se procedió a crear la interfaz de alto nivel con el módulo de interfaz humana. Para ello se crearon rutinas que recibieran los “impulsos” provenientes

del humano. Se utilizó el protocolo serial RS-232 para recibir la información proveniente del módulo de Interfaz Humana.

Tabla 21. Impulsos del módulo de Interfaz Humana

Músculo generador	Atribución
Palmar menor	Cambio de función
Extensor común de los dedos	Activar/Desactivar función

Luego se implementó en el PIC maestro las rutinas necesarias para detectar qué mensajes se reciben por el puerto serial y qué hacer con ellos. Esto es, transformar los impulsos del sistema nervioso a movimientos de la mano. Esta información se envía a cada uno de los PIC esclavos para que realicen los movimientos requeridos de los dedos, figura 214. Los mensajes que se reciben se pueden ver en la Tabla 22.

Para mayor información y detalles sobre las Tablas 21 y 22, refiérase al trabajo de graduación del módulo de Interfaz Humana, realizado por Estuardo González.

Tabla 22. Mensajes que se reciben vía el protocolo RS-232.

Bits no utilizados					Función		Acción	Descripción
Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	
X	X	X	X	X	0	0	0	Función 1: desactivar
X	X	X	X	X	0	0	1	Función 1: activar
X	X	X	X	X	0	1	0	Función 2: desactivar
X	X	X	X	X	0	1	1	Función 2: activar
X	X	X	X	X	1	0	0	Función 3: desactivar
X	X	X	X	X	1	0	1	Función 3: activar
X	X	X	X	X	1	1	0	Función 4: desactivar
X	X	X	X	X	1	1	1	Función 4: activar

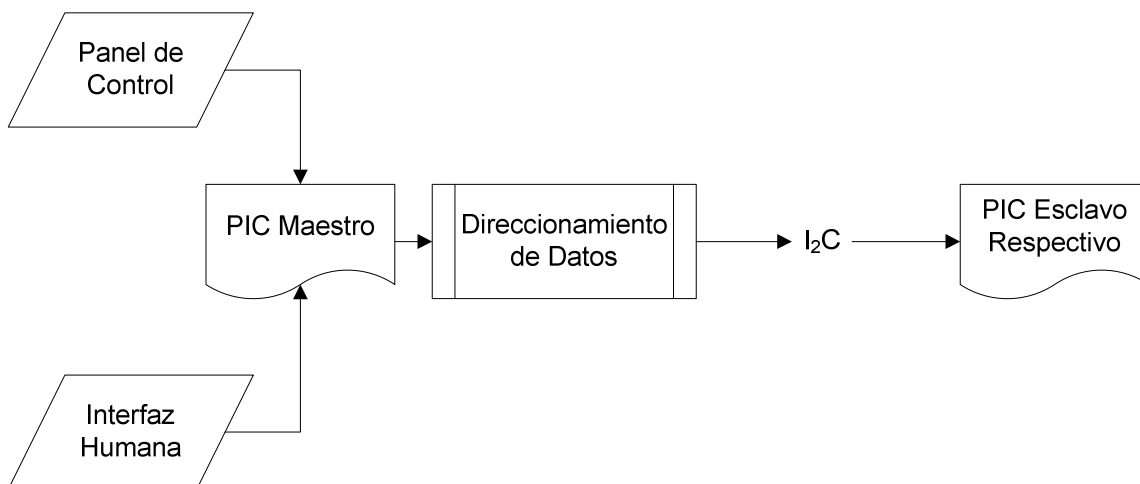


Figura 214. Diagrama de flujo de las rutinas de alto nivel

El control de alto nivel recibe un byte, el cual contiene la información para realizar diferentes funciones y acciones. Esta información se extrae de cada uno de los bits recibidos y se procesa para enviar las respectivas órdenes a los PIC esclavos. Además, el control de alto nivel puede recibir instrucciones de una computadora con el software del panel de control (se expone más adelante). Éste le manda al PIC maestro las instrucciones específicas para que realice la mano, y el PIC a su vez, le ordena a cada dedo qué hacer, figura 215.

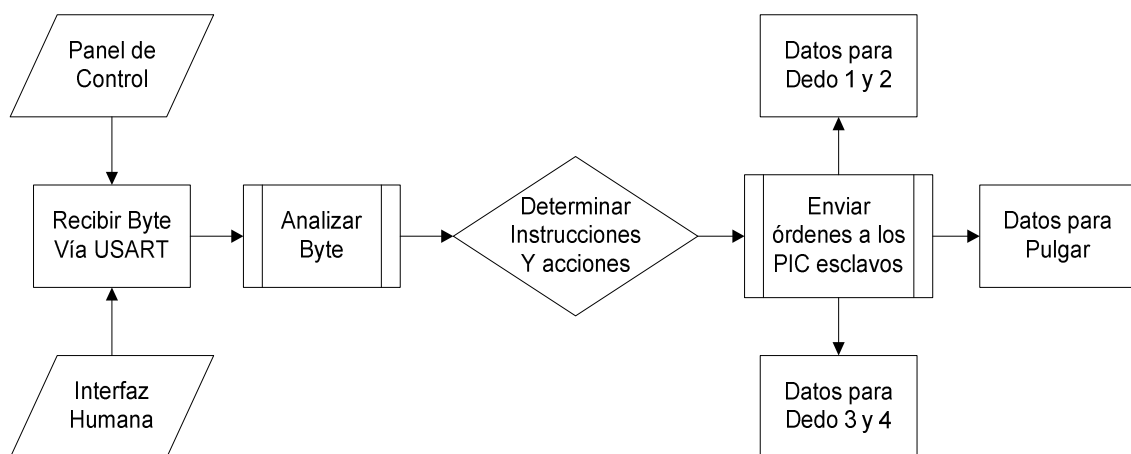


Figura 215. Diagrama de flujo del PIC maestro

El uso del módulo USART se implementó con las rutinas predeterminadas que tiene mikroC, de esta manera se facilitó la configuración de los registros del PIC así como el envío y recepción de datos. Se configuró a una velocidad de transferencia de 9600Kpbs. Para más detalle de las rutinas utilizadas, se puede ver el código del controlador maestro en el anexo 9.10 de este trabajo de graduación.

El diagrama del circuito de la interacción con el módulo de Interfaz Humana se puede ver en la figura 216. El diagrama completo del circuito de control se puede observar en el anexo 9.9 de este documento.

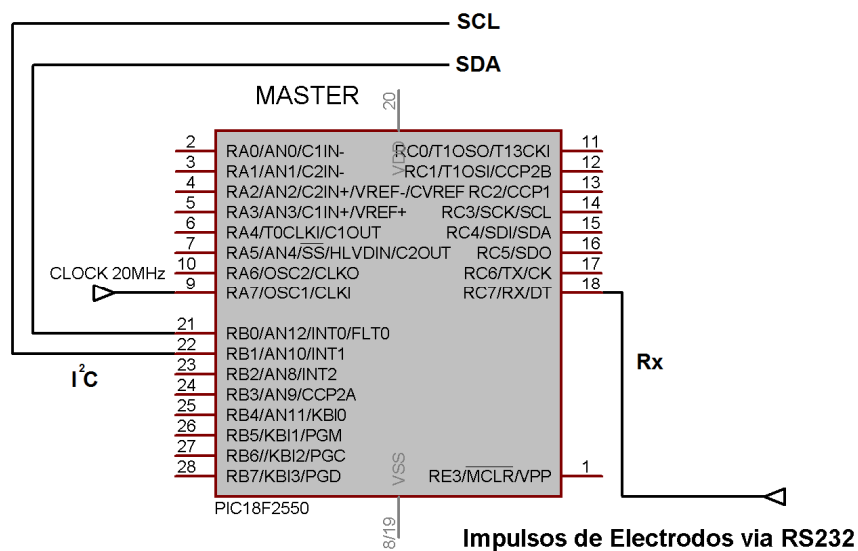


Figura 216. Diagrama del circuito de control. Parte II.

6.5.2.2. Resultados. En las figuras 217 y 218 se puede ver la señal del protocolo RS-232 (señal azul) y la respuesta del PIC maestro como del esclavo, respectivamente (señales amarillas). Se pueden notar los tiempos de reacción (1ms y 64ms respectivamente) que ocurren desde que se dispara el comando en USART hasta que llega a su destino.

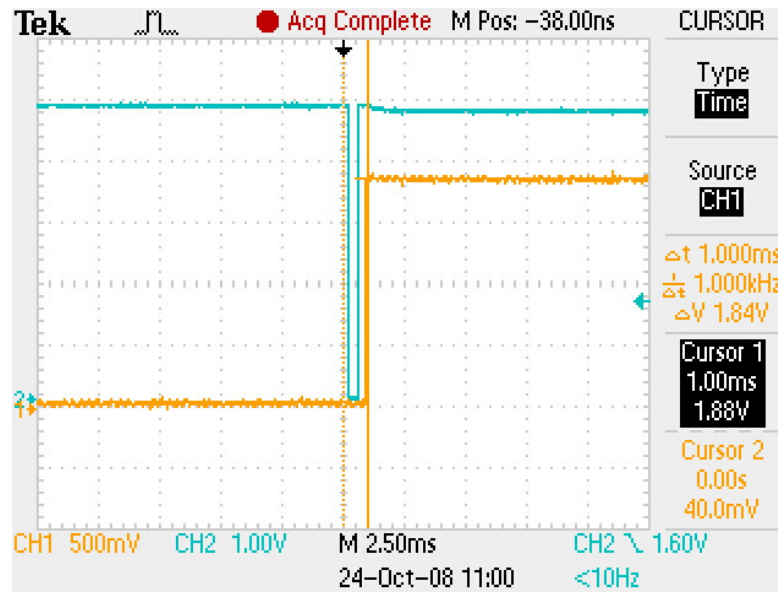


Figura 217. Tiempo de reacción del PIC maestro a comando del USART

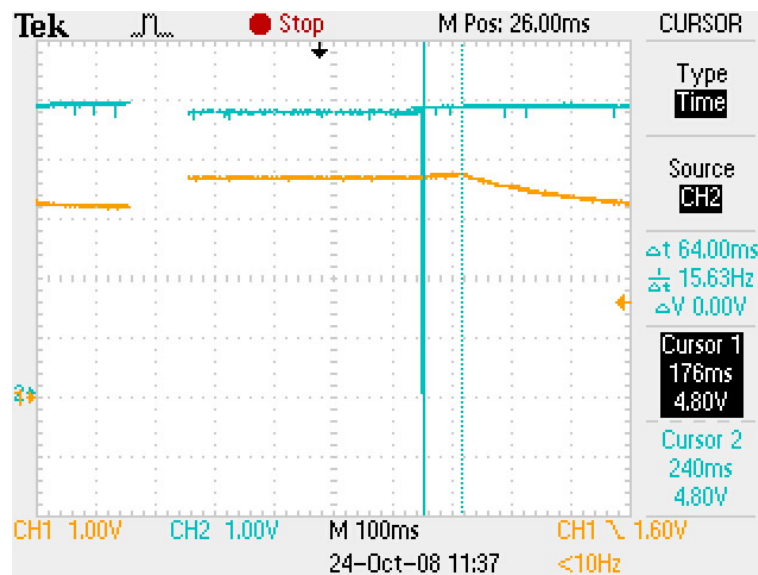


Figura 218. Respuesta de PIC esclavo a USART

6.5.2.3. Discusión. Se implementó el protocolo RS-232 para poder dejar abierta la comunicación entre ambos módulos, pues puede ser que se necesiten enviar diferentes tipos de información en un futuro, y no solamente los impulsos para realizar diferentes movimientos. Además, era el único puerto de comunicaciones libre que quedaba en el PIC, el módulo USB se utilizó en el panel de control y se expondrá más adelante.

Al momento de realizar las pruebas iniciales se obtenían errores en la recepción de datos. Se estaba utilizando un cable largo para la comunicación, y éste estaba causando ruido en la señal, por lo que los datos no llegaban del todo correctos y se decodificaban otras funciones diferentes a las que fueron enviadas por el módulo de Interfaz Humana. El problema se corrigió utilizando diferentes tipos de cables y de longitud corta, permitiendo que los datos se recibieran correctamente.

La figura 217 muestra que la comunicación utilizando el protocolo RS-232 funciona correctamente, pues el controlador maestro recibe los datos, y los recibe inmediatamente. Tomando en cuenta los 52ms que se tarda el controlador esclavo en recibir los datos, el PIC maestro tarda otros 12ms en enviar los datos. Esto se ve en la Figura 218, que muestra un tiempo de 64ms desde que se recibe la información del USART hasta que el PIC esclavo reacciona. Esto muestra que el sistema es eficiente para el usuario final.

El control de alto nivel únicamente envía las instrucciones que cada dedo debe realizar, por lo tanto se tuvo que tener cuidado en el tiempo que le tomaba a cada dedo realizar el movimiento requerido. Para evitar colisiones entre el pulgar y los otros dedos, se implementaron retardos de tiempo entre el envío de cada instrucción.

6.5.3. Interacción con el módulo de Sensores. A continuación se describe la interfaz utilizada con el módulo de sensores, así como las rutinas de bajo nivel necesarias para el control retroalimentado de la prótesis biónica.

6.5.3.1. Diseño Experimental. El módulo de sensores envía al módulo de control un voltaje variable de acuerdo con las mediciones realizadas. La interacción con los sensores se logró utilizando un ADC, que convierte la señal analógica que envían los sensores a señales digitales con las que se pueden trabajar en el PIC. El ADC muestrea constantemente las señales provenientes de los sensores para detectar rápidamente los cambios que ocurren en el entorno de la mano.

El control de bajo nivel hace uso del módulo de sensores, por lo que se implementaron rutinas que leyeran los sensores y actuaran de acuerdo a las mediciones. Estas rutinas implementadas permiten mover los dedos de acuerdo a lo enviado por el control maestro, hasta que ocurra algún cambio en la sensibilidad de presión y/o fuerza. El control de bajo nivel decide qué hacer con dichos cambios, y parar el movimiento o iniciarlo sin necesidad de recibir esas instrucciones del control de alto nivel, figura 219.

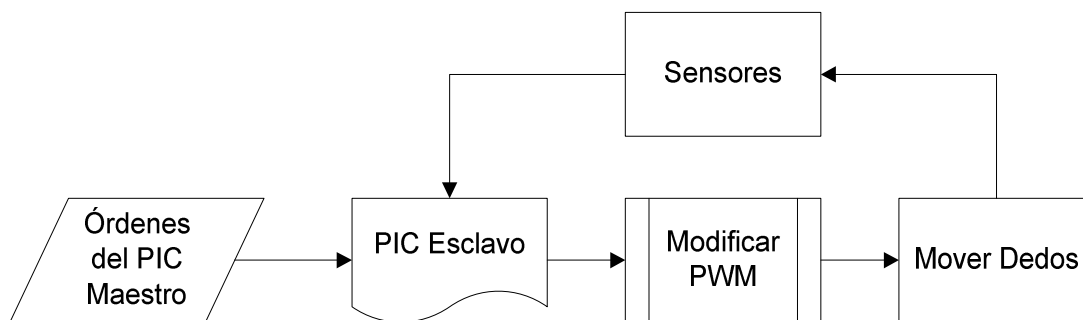


Figura 219. Diagrama de flujo de las rutinas de bajo nivel

La manera de detectar qué fuerza se está aplicando al objeto es mediante una ecuación lineal basada en los sensores resistivos que se utilizaron en los dedos de la mano, en donde

$$\text{Fuerza} = \text{constante} * \text{Resistencia} + \text{desfase} \quad (1)$$

siendo la constante y el desfase los factores que utiliza el PIC esclavo para transformar la resistencia (medida con el ADC) en fuerza, figura 220.

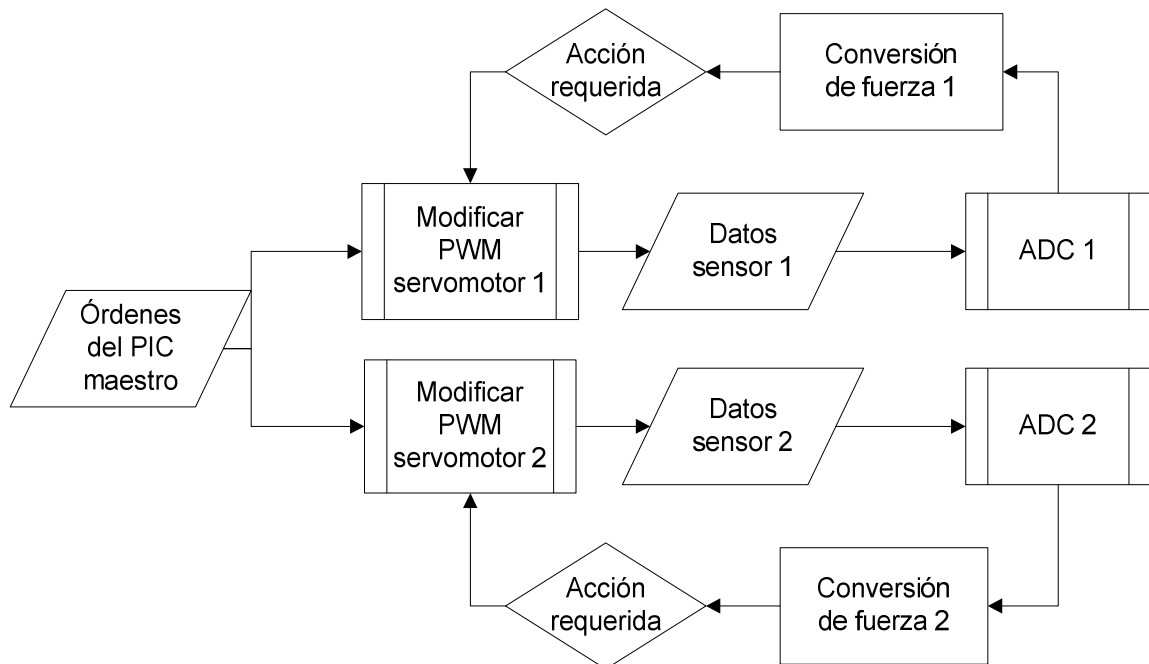


Figura 220. Diagrama de flujo del PIC esclavo

Para la implementación del ADC en los PIC esclavos, se utilizó el comando predeterminado que tiene mikroC. De esta manera se facilitó la configuración de los registros y no hay que preocuparse por el tiempo que tarda el módulo en realizar la conversión. Las rutinas de bajo nivel se implementaron utilizando ciclos iterativos que van cambiando el ciclo de trabajo de las señales PWM, hasta que lleguen al nivel deseado.

El diagrama del sistema de control se puede ver en la Figura 221, donde $R(s)$ es la fuerza a la que se quiere llegar, $Y(s)$ es la fuerza actual que se está aplicando, K_p es la constante de proporcionalidad del controlador y $A(s+B)/s^2$ es la función de transferencia desde la entrada al microcontrolador hasta la señal que envían los sensores. La constante B depende de los sensores y la constante A es un factor de proporcionalidad entre el ciclo de trabajo del PWM y la fuerza aplicada.

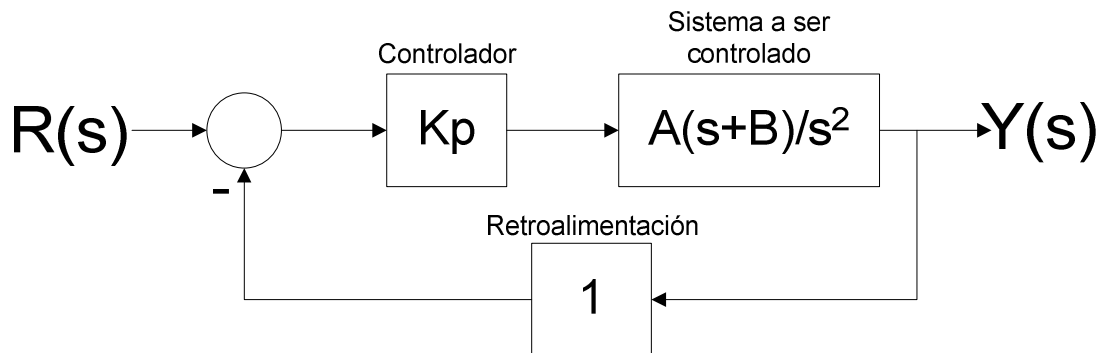


Figura 221. Diagrama del lazo de control.

El diagrama del circuito de la interacción con el módulo de Sensores se puede ver en la figura 222. El diagrama completo del circuito de control se puede observar en el anexo 9.9 de este documento.

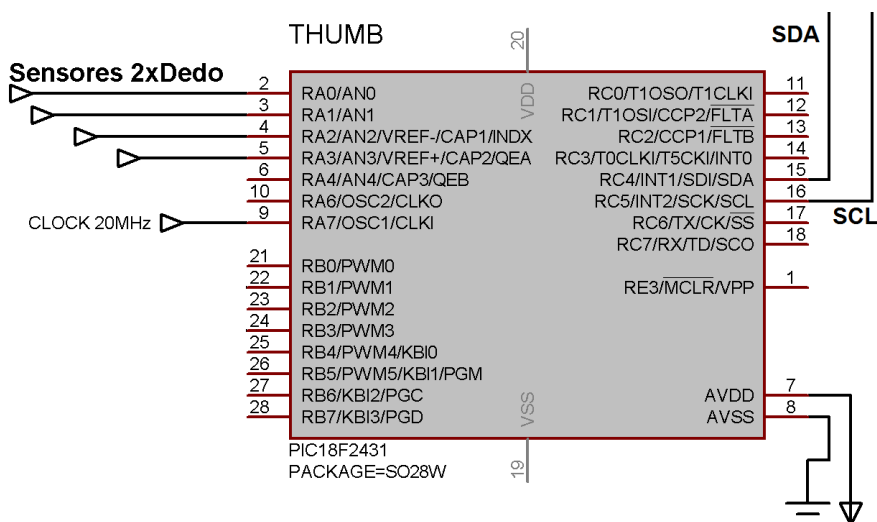


Figura 222. Diagrama del circuito de control. Parte III.

6.5.3.2. Resultados. En la figura 223 se observa el cambio de una señal PWM integrada (señal amarilla) que varía desde 3V hasta 0.5V aproximadamente, recorrido en el cual cierra un dedo completamente. Además se ve el estado estable de un sensor, simulado con un potenciómetro. Se encuentra en un valor de 2V, donde el valor umbral al que se debe llegar es de 3V.

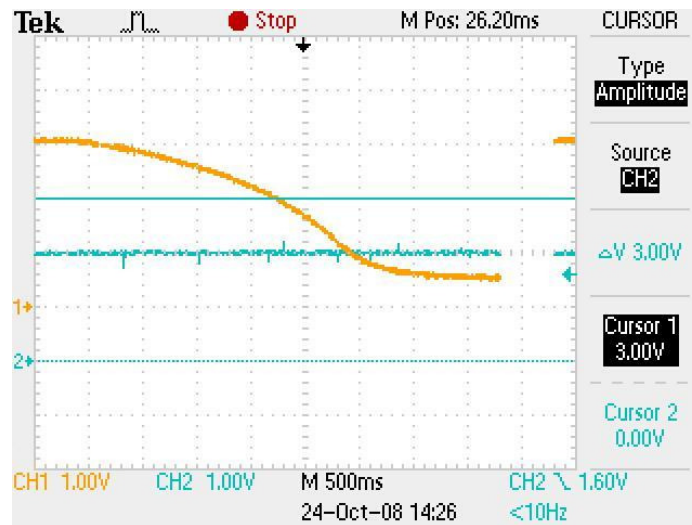


Figura 223. Cierre completo de un dedo sin cambios en el sensor

En la figura 224 se observa el mismo escenario de la figura anterior, señal PWM (amarilla) en 3V y el estado del sensor simulado (azul) en 2V. La diferencia está en que el valor del sensor cruza el umbral, deteniendo el cierre el dedo.

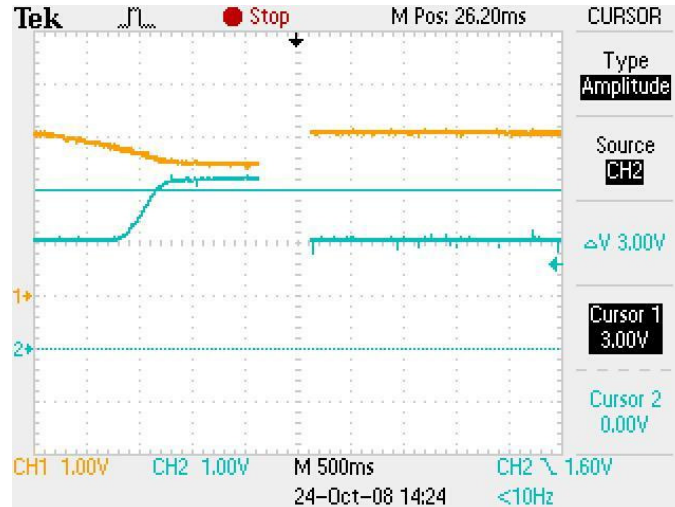


Figura 224. Cierre parcial de un dedo con cambios en el sensor

Utilizando MatLab, se obtuvo el Root Locus para la función de transferencia del sistema de control, y este se puede observar en la figura 225.

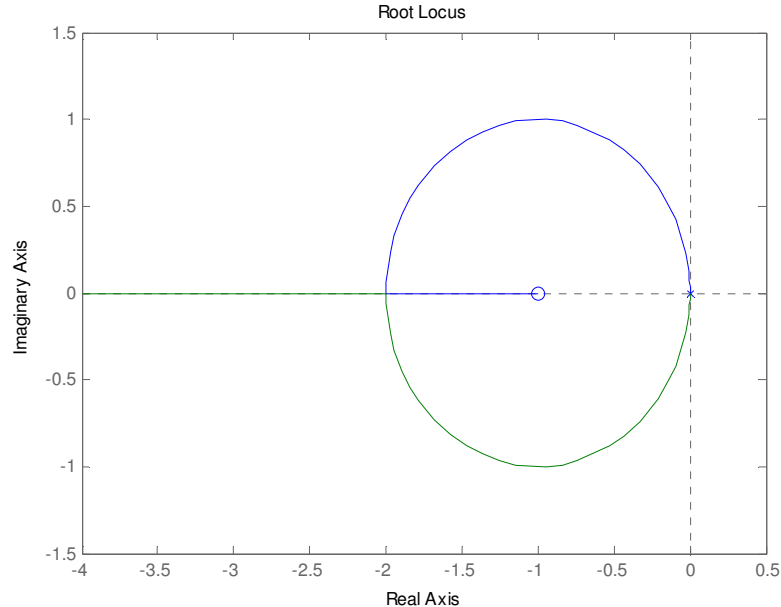


Figura 225. Root Locus para el sistema de control

6.5.3.3. Discusión. En la interacción del módulo de Sensores con el de Control es donde se tiene la retroalimentación del sistema, pues la mano reacciona a su entorno con base a las mediciones de los sensores. Así que el PIC esclavo mueve los servomotores (cerrando los dedos) hasta que la fuerza aplicada sea la suficiente para detener el objeto, sin que éste se deforme.

La figura 223 sirve como referencia para compararla con la figura 224. En la primera, se simula lo que ocurre cuando la mano no encuentra un objeto al cual agarrar. Los dedos se cierran completamente, y el valor obtenido del sensor no varía. En la segunda figura, un dedo sí encuentra un objeto. Al momento que la señal PWM empieza a decrecer, cerrando el dedo, se le empieza a aplicar una fuerza al “sensor”, haciendo que el voltaje que se recibe de éste aumente. Al llegar al voltaje umbral (3V), la fuerza y presión que se desea que el dedo aplique, ambas señales se estabilizan, lo que indica que el dedo dejó de moverse. Esto logra que no deforme al objeto aplicando más fuerza de la necesaria para agarrarlo.

La función de transferencia del sistema desde la entrada al microcontrolador hasta la señal de salida de los sensores se obtuvo en dos partes. La primera es el hecho que un factor constante es el encargado de convertir el ciclo de trabajo del PWM a la fuerza que se estará aplicando. Segundo, se conoce que los sensores son lineales, por ello al utilizar la transformada de Laplace se obtiene el factor de la forma $1/s^2$. Con esta función de transferencia se obtuvo el Root Locus de la figura 225, en el cual se observa claramente que para cualquier valor de la constante de proporcionalidad K_p , el sistema será estable. Las raíces y valores de respuesta que se obtienen siempre están del lado izquierdo del plano complejo, por lo que se obtiene un sistema estable. Si se obtuviera un valor negativo para el coeficiente B , se debe cambiar el nivel de referencia de la señal de los sensores para obtener siempre valores positivos, así el sistema continuará siendo estable.

Lo anterior muestra que el sistema retroalimentado sí funciona, dejando libre la calibración del voltaje umbral para poder agarrar cierto tipos de objetos, o la mayoría de ellos. El sistema tiene la característica que si el objeto se resbala y el sensor detecta un descenso en la fuerza aplicada, la retroalimentación hará que el dedo cierre más para volver a alcanzar el voltaje umbral.

Además, en las figuras descritas anteriormente, la escala en el tiempo es de 500ms, y se puede notar que el tiempo de reacción entre el cruce del voltaje umbral y el paro en el movimiento del dedo es mucho menor que la mitad de 500ms, lo cual indica que el sistema reacciona bastante bien, en tiempos imperceptibles al humano.

6.5.4. Panel de Control

6.5.4.1. Diseño experimental. Al inicio, como una forma alternativa para controlar la prótesis, se implementó un software en Delphi 7 para controlar al PIC maestro desde la computadora, utilizando el puerto serial (con el protocolo RS-232). El programa controla dos servos motores (dos dedos) para poder cambiar su posición, variando el dutycycle de uno en uno, así como dándole indicaciones de donde

posicionarse al instante (enviando el valor del ciclo de trabajo de 5 a 33%). Además implementa la lectura del ciclo de trabajo de ambos PWM para su futura utilización. Cuenta con botones de rutinas predefinidas por el PIC maestro para ser realizadas por ambos dedos. En los controladores, se modificaron los programas para tener más funciones. En el PIC maestro se agregó el código para que funcionara con USART. El diseño preliminar se puede observar en la figura 228.

Debido a cambios en la comunicación con el módulo de Interfaz Humana, se vio la necesidad de sustituir el protocolo RS-232 por el USB. Por lo tanto, se buscó la manera de implementar el protocolo USB tanto en el PIC, como en el computador.

Se utilizó el USB como HID (Human Interface Device). Para implementarlo en el PIC, se utilizaron las rutinas de dispositivos HID que trae mikroC, y se adecuaron a lo necesitado. Primero se debe de crear un archivo descriptor, el cual se puede hacer con una herramienta destinada a ese propósito que trae mikroC llamada “*HID Terminal*”. Ahí se le asigna al PIC un número de “producto” (PID) y un número de “vendedor” (VID) que serán únicos para el dispositivo. Además se le puede asignar una descripción o nombre del producto, así como de vendedor. En este caso, el “producto” es *Prótesis Biónica 2008*. Para más detalles en las rutinas utilizadas, se puede ver el código del PIC maestro en el anexo de este trabajo de graduación.

El archivo descriptor (que tiene como nombre predeterminado “USBdsc.c”) contiene toda la información que necesita el microcontrolador para funcionar como un dispositivo USB HID. Este archivo debe ser incluido en el proyecto en el que se desea utilizar.

Luego se investigó la manera de conectar el computador con el PIC. Se encontró que Microsoft Windows trabaja con el *hid.dll*, que contiene los procesos y funciones que se necesitan para que una aplicación de Windows controle los dispositivos HID, por lo que se buscó la manera de utilizar este DLL [72].

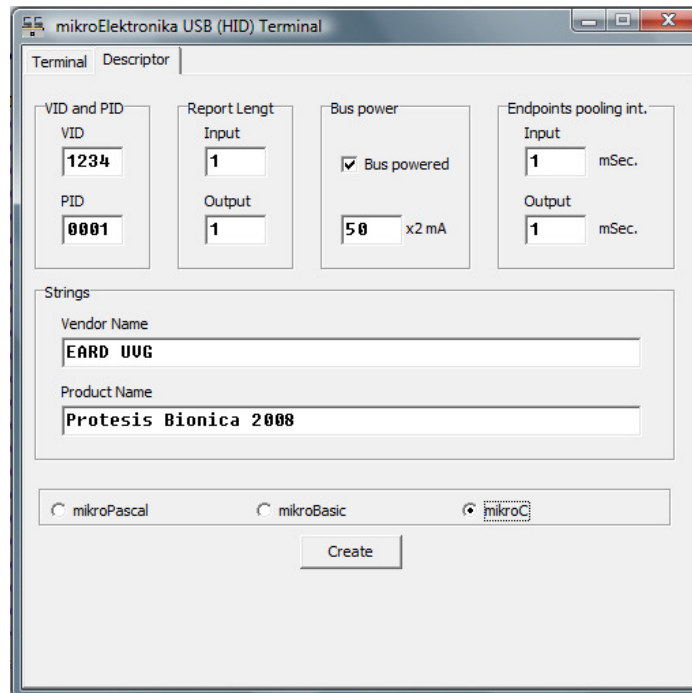


Figura 226. HID Terminal de mikroC.

Se encontró un ejemplo de software implementado en Microsoft Visual C++, utilizando una librería gratuita llamada *AtUsbHid.dll*, propiedad de ATMEL Corporation, que hace uso del *hid.dll* para comunicarse con algún dispositivo HID. Sobre este software se montó el panel de control para controlar la prótesis utilizando el USB-HID [73].

Básicamente es necesario incluir en el proyecto el *AtUsbHid.dll* y utilizar tres funciones que trae: *findHidDevice*, *writeData* y *readData*. La primera requiere los parámetros del identificador VID y el PID para poder saber cuando el dispositivo ya esté conectado. Ya entablada la comunicación con el dispositivo deseado, se utilizan las funciones *writeData* para escribir un caracter y *readData* para leer un caracter del buffer de entrada [73].

De esta manera se puede enviar información por el USB y el PIC la puede recibir y procesar. El código de *Controlpanel.c* se puede leer en el anexo 9.12 de este trabajo de graduación.

El diagrama del circuito de la interacción con el protocolo USB se puede ver en la figura 227. El diagrama completo del circuito de control se puede observar en el anexo 9.9 de este documento.

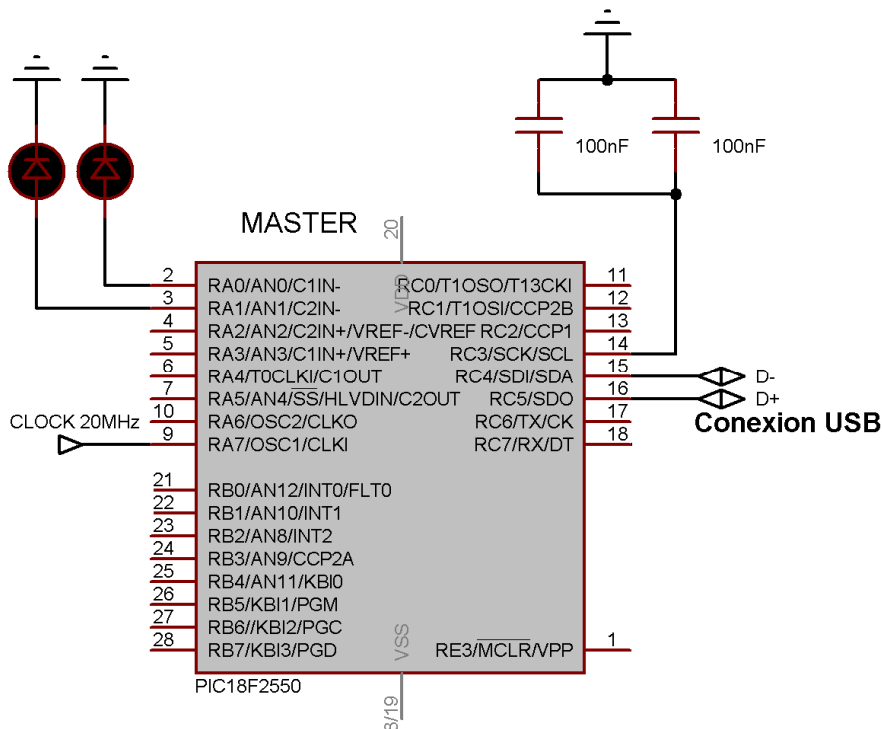


Figura 227. Diagrama del circuito de control. Parte IV.

5.4.1. Resultados

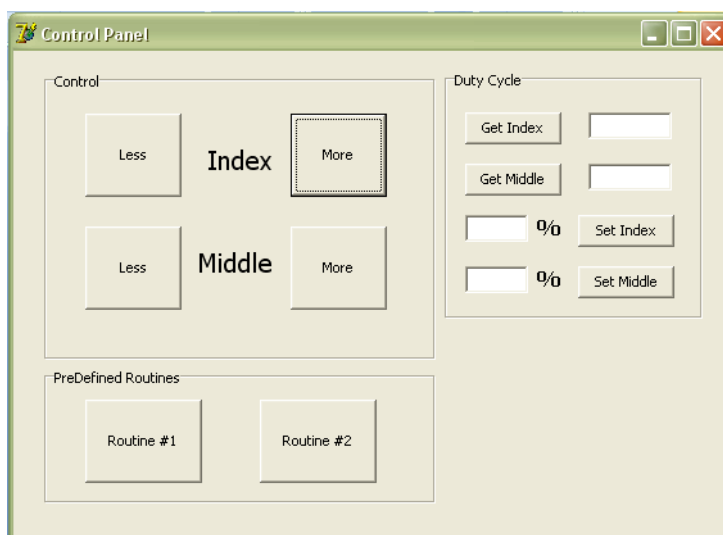


Figura 228. Diseño preliminar del panel de control

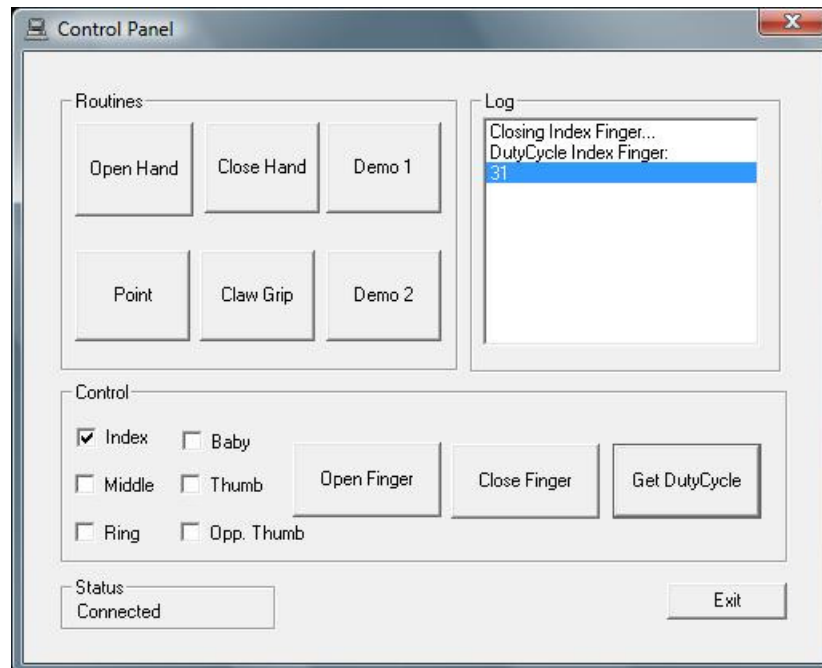


Figura 229. Diseño del panel de control

El panel de control tiene la opción de comandar a la mano a que realice alguna de las rutinas predeterminadas, como lo son abrir y cerrar la mano, agarrar algún objeto utilizando únicamente el dedo índice y el pulgar (*Claw Grip*), apuntar (señalar) con el dedo índice y mover los dedos de un lado para otro (cerrando los dedos uno por uno y abriéndolos en el mismo orden). Además, se puede abrir y cerrar cada dedo por separado. Inclusive, el programa permite leer el ciclo de trabajo del motor de algún dedo en específico para conocer la posición en la que se encuentra.

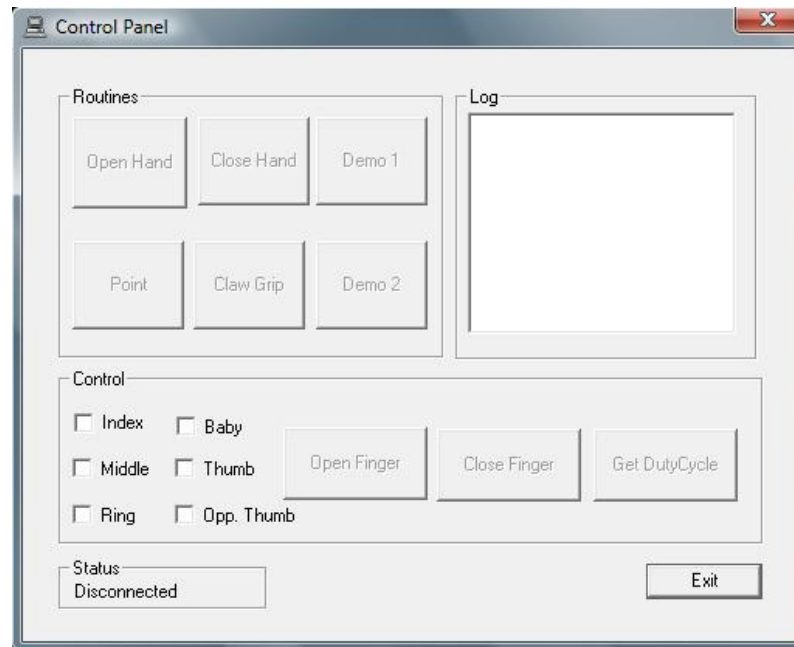


Figura 230. Panel de control desconectado

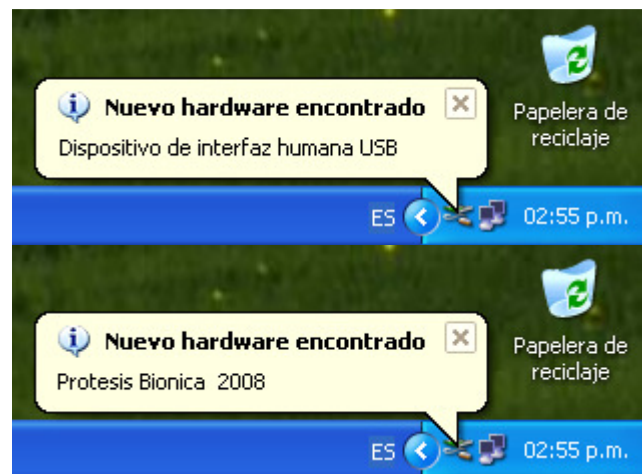


Figura 231. Detección de la prótesis biónica por Windows XP

6.5.4.2. **Discusión.** Se recurrió al protocolo USB debido a la facilidad de encontrar el puerto USB en la mayoría de las computadoras de hoy en día, además de ser un protocolo robusto y rápido.

Debido a la facilidad de uso, por los drivers utilizados y las rutinas en los microcontroladores, se utilizó el USB como HID. Los sistemas operativos ya tienen los

drivers para utilizar dispositivos USB de este tipo, por lo cual es más fácil establecer la comunicación.

En las figuras 229 y 230 se observa el estado “conectado” y “desconectado” del panel de control. Esto se puede lograr gracias al uso del USB, pues el sistema operativo detecta cuándo está conectado el dispositivo y en qué momento se desconecta.

En la figura 231 se puede ver cómo en el sistema operativo Windows, al momento de conectar el módulo de control (con el cable USB), reconoce que es un dispositivo USB HID, e instala lo necesario para su utilización. Al momento de ser reconocido el dispositivo, aparece la descripción del “producto”: *Prótesis Biónica 2008*. Esto muestra que la comunicación con el computador es exitosa.

Es necesario que el módulo de control esté alimentado a una fuente de poder para que el computador lo detecte y reconozca.

6.5.5. Circuito en placas impresas.

6.5.5.1. Diseño Experimental. Se procedió a realizar el diseño para las placas de los circuitos impresos (Printed Circuit Boards). Se tomó en cuenta la necesidad de minimizar el espacio para que todos los circuitos impresos cumplieran con los requerimientos del módulo de Mecatrónica, por lo que se diseñaron utilizando componentes de superficie.

Además, se optó por unir el PCB del control maestro con los PCB's del control esclavo en una torre vertical, y así reducir la superficie que ocupa. Los datos y voltajes que se tenían que compartir fueron enviados por pines que atraviesan la torre hacia arriba.

Para poder programar los PIC soldados a la superficie de las placas, se tuvo la necesidad de diseñar en los circuitos una manera de hacerlo, lo cual se hizo por medio

del ICSP (In Circuit Serial Programming). De esta manera se agregaron pines a cada PCB para poder programar específicamente cada uno de los microcontroladores utilizados.

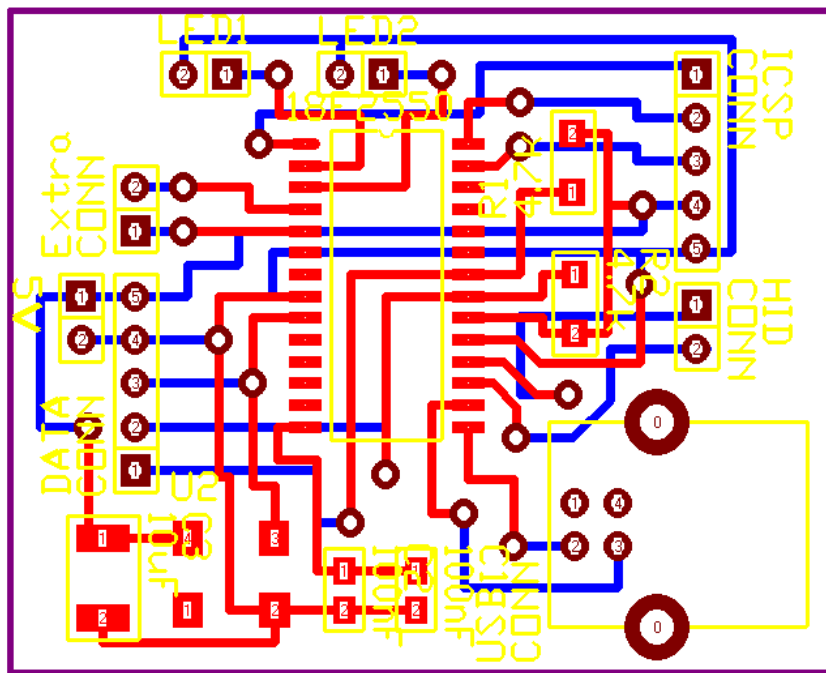


Figura 232. PCB para el control maestro

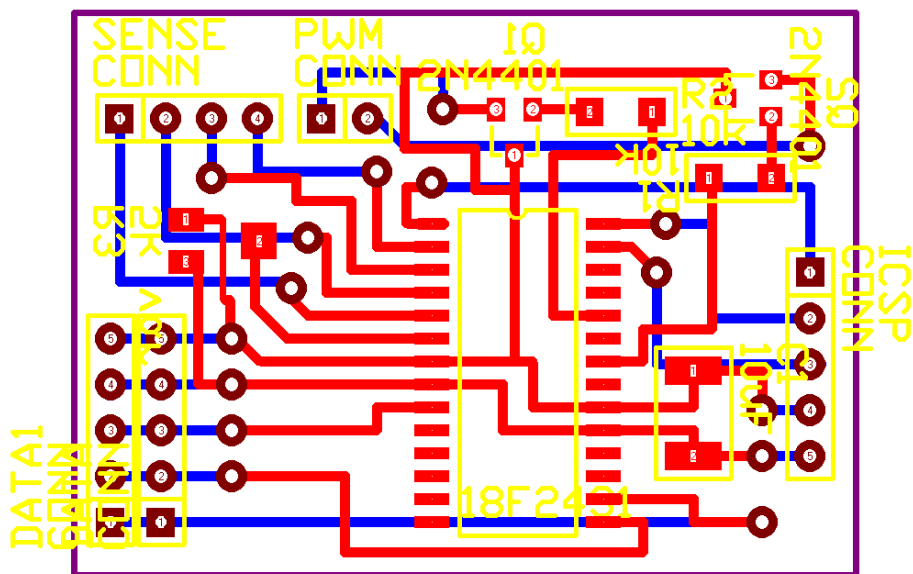


Figura 233. PCB para el control esclavo

Conociendo el espacio necesario para cada PCB, se mandó a pedir cada componente, transistores, resistencias, etc., en empaquetado de superficie, así como todos los pines y conectores necesarios para la interconexión entre los módulos.

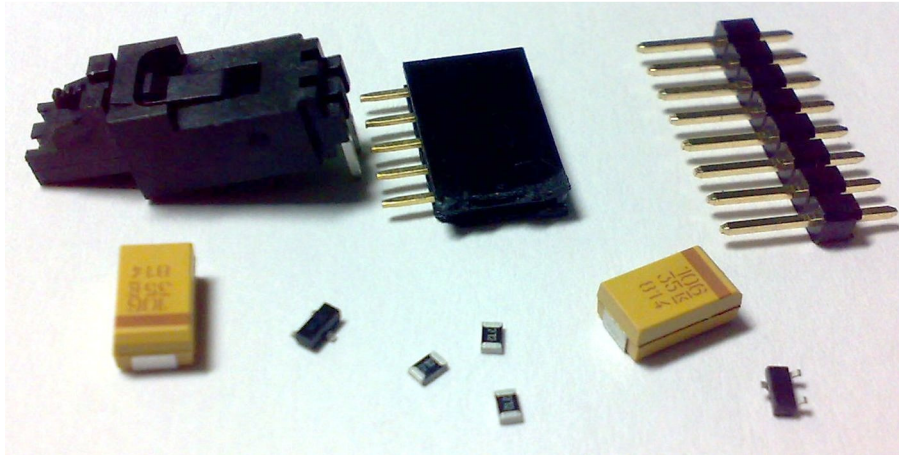


Figura 234. Componentes de superficie y conectores

6.5.5.2. Resultados. Haciendo uso de la fresadora del departamento de Ingeniería Electrónica, se fresó cada PCB y luego se soldó cada componente en su respectivo lugar para completar los objetivos y tener listo y terminado todo lo relacionado con el módulo de Control para la prótesis biónica.

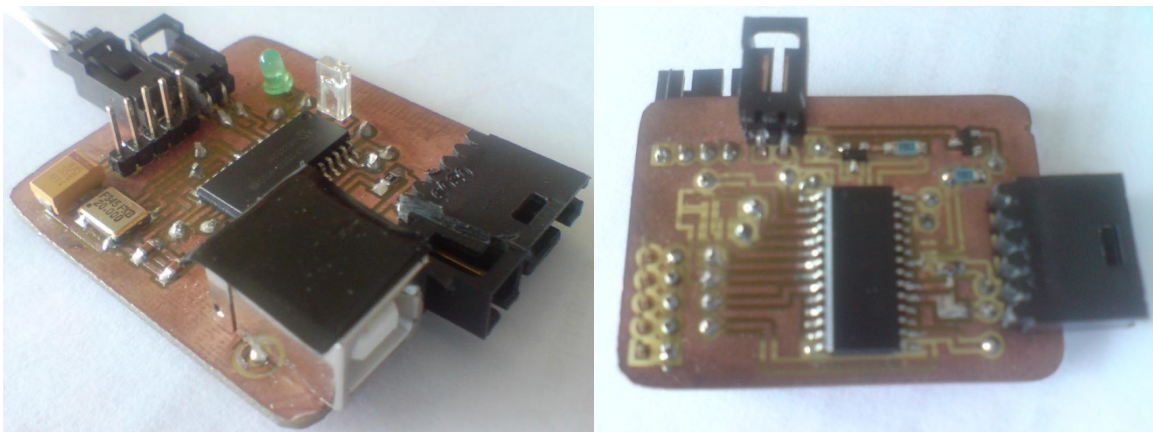


Figura 235. Resultado final del PCB maestro y esclavo.

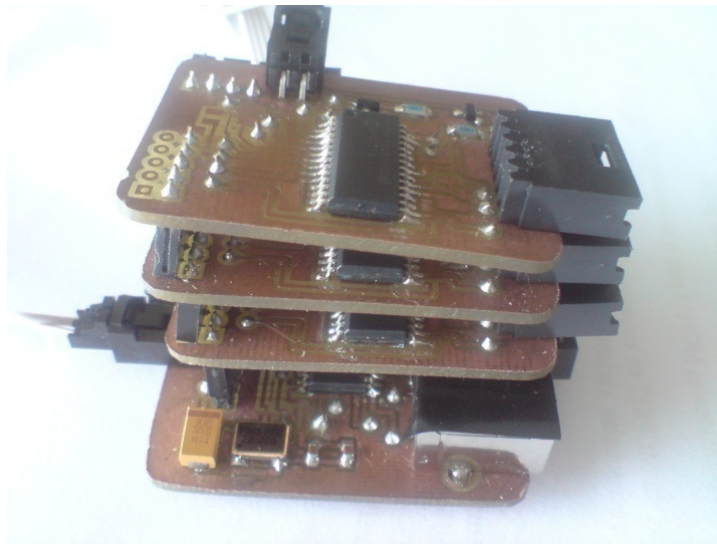


Figura 236. Torre de control.

Tabla 23. Medidas módulo de Control.

	Largo (cm)	Ancho (cm)	Alto(cm)
PCB Maestro	6	4.4	1.3
PCB Esclavo	5.5	4	0.8
Torre de control	6	4.4	4.2

Se midió la corriente que consumía la torre de control, así como el voltaje y la temperatura de funcionamiento. Estos dos últimos parámetros se basaron en lo máximo que aguantan todos los componentes utilizados. Esto se logró al revisar las hojas de datos de cada uno y tomar los valores máximos.

Tabla 24. Valores máximos de la torre de control

Voltaje	Corriente	Temperatura
5V	110mA	-40 a 85°C

6.5.5.3. Discusión. Se debe tener mucho cuidado al soldar en superficie, ya que los componentes son más sensibles al calor y se pueden dañar, por lo que es mejor soldar rápido y seguro. Se tiene que usar pasta para soldar, y así los componentes se pegan mejor a la superficie del cobre.

Durante las pruebas se pudo notar que una de las placas estaba causando interferencia a las demás, posiblemente debido a que algún componente no estaba en buen funcionamiento, o existía algún falso contacto con el resto de cobre que no se estaba utilizando. Por esto, es recomendable quitar todo el cobre que no se esté utilizando, y así evitar problemas relacionados con falsos contactos.

También se tuvo un problema en el momento de delimitar el espacio de los conectores en los PCB esclavos. El espacio que se dejó no era suficiente para que los conectores estuvieran juntos, por lo que en algunos casos se tuvo que lijar los lados de éstos y en otros se tuvo que soldarlos en el otro lado de la placa. Es recomendable tomar en cuenta este aspecto a la hora de diseñar los PCB.

Las dimensiones totales de la torre de control resultaron ser pequeñas y adecuadas para su integración con el módulo mecatrónico. La corriente que consumen es muy poca, y el voltaje necesario es el estándar TTL.

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Este proyecto de investigación permitió que cuatro estudiantes de ingeniería electrónica implementaran sus conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera y lograran consolidarlos mientras fabricaban una prótesis biónica.

Con este proyecto se inició una rama de investigación que no existe en Guatemala, la biónica. Este proyecto tiene un alto potencial para causar un gran impacto social, ayudando en el desarrollo de prótesis que algún día podrán ser usadas por una persona discapacitada

Se construyó una prótesis biónica con apariencia y funcionamiento similar a una mano humana. Esta prótesis logra simular varios tipos de agarre logrados con una mano real.

La estructura creada encapsula los sistemas creados para el funcionamiento de la prótesis logrando que esta funcione de forma autónoma, ya que no necesita estar conectada a una fuente de energía o a un controlador externo.

La prótesis construida tiene las medidas de la mano de un hombre y es recomendable para alguien con una mano de un tamaño similar. Cuando a una persona amputada se le entrega una prótesis, esa prótesis está diseñada y construida especialmente para esa persona. La amputación puede haber ocurrida en distintas partes del brazo y el tamaño de la mano va de acuerdo a la persona. Por ésta y muchas otras razones el diseño de esta prótesis es recomendable para un hombre con una mano similar en tamaño a esta creada. Por otra parte, el diseño de la mano puede ser utilizado para la creación de una prótesis para cualquier humano. Esto es debido a que las proporciones de una mano humana son las mismas para un hombre o una mujer, un niño o un adulto.

Se creó un circuito que provee de un voltaje regulado a todos los circuitos de la prótesis. Este circuito regulador proporciona la corriente necesitada por los motores y los circuitos. La energía utilizada en la prótesis se obtiene de una batería de Ion de Litio con la cual se garantiza que la prótesis sea independiente de una fuente exterior de energía. Esta batería puede proveer de energía a la prótesis durante muchas horas antes de tener que recargarla.

La relativa facilidad para obtener señales EMG de músculos superficiales conlleva a que sea fácil cometer errores en su manejo. El posicionamiento de los electrodos, así como su distancia a las etapas de pre-amplificación y análisis debe mantenerse mínima para evitar interferencia y ruido.

En el caso de este Megaproyecto, se realizó un análisis en tiempo real de las señales EMG para obtener una representación de la fuerza muscular ejercida. Este análisis permite una respuesta rápida y no necesita de un procesamiento de alto nivel. Debido a esto, el Módulo de Interfaz Humana se adapta a la mano robótica de forma portátil, ya que no necesita el poder computacional de una computadora, por ejemplo, para determinar comandos para el Módulo de Control.

En este proyecto se trabajó con músculos específicos, pero cabe notar que cualquier músculo superficial puede utilizarse para obtener señales EMG siempre que se tenga una señal que cumpla con los requerimientos de la aplicación a desarrollarse.

Según los resultados obtenidos, se puede concluir que se logró implementar un sistema capaz de amplificar, procesar e interpretar señales EMG tomadas a través de electrodos superficiales.

La comunicación entre el Módulo de Interfaz Humana con el Módulo de Control fue exitosa, por lo que el sistema desarrollado brinda un esquema de control simple e intuitivo para el usuario final.

Los componentes seleccionados para la implementación final del sistema del Módulo de Interfaz Humana proveen un bajo consumo de potencia, por lo que ayuda a la portabilidad y durabilidad de carga del proyecto.

Los resultados prueban que es factible que una persona utilice la prótesis por medio de los impulsos eléctricos del sistema nervioso, y que la mano reaccione a ellos así como al entorno en el que se encuentra.

Se desarrolló un sistema sensorial que obtiene una interpretación real de la interacción de la punta de los dedos de la prótesis con objetos externos. Esto permitió que se implementara un sistema inteligente de control de fuerza de agarre. Se empezó la construcción de un sistema sensorial de detección de resbalado de objetos, al ser completado éste introducirá un nuevo tipo de inteligencia al control que tiene el objetivo de minimizar aun más la atención del usuario al agarrar un objeto.

El sistema sensorial diseñado detecta el contacto en las puntas de los dedos de la prótesis con objetos externos a aproximadamente 0.5N. Además, permite obtener una retroalimentación en cuanto a la fuerza aplicada a un objeto de hasta 10N por dedo. La circuitería de procesamiento de señales implementada en el sistema produce un resultado lineal, lo cual facilita el control de la fuerza.

El sistema sensorial de fuerza y contacto fue implementado utilizando resistencias sensoras de fuerza. Éstas, en conjunto con los elementos utilizados para el procesamiento de señales, satisfacen las características electromecánicas que debe poseer un sistema sensorial en una prótesis de una mano. Entre las características se encuentra: el bajo consumo de potencia, el bajo peso y el pequeño tamaño, la alta sensibilidad a fuerzas pequeñas, no susceptible a interferencia EM, de área pequeña, delgados en profundidad, entre otros.

La interacción entre el Módulo de Control y el resto de los módulos fue efectiva, pues toda la mano en conjunto funciona de acuerdo con los objetivos planteados.

El protocolo I²C resultó ser eficiente para comunicar el controlador maestro con los controladores esclavos, pues permite que exista una comunicación satisfactoria para los requerimientos del proyecto sin que se pierdan datos. El tiempo que tarda en enviarse un dato y ser recibido es de 52ms.

El control de alto nivel funciona adecuadamente, recibiendo los datos del exterior y transmitiendo las funciones a cada uno de los dedos para que se realicen los movimientos y funciones deseadas.

El control de bajo nivel logró una funcionalidad exitosa, al poder detectar los cambios provenientes de los sensores y actuar de acuerdo con estos. El tiempo en que tarda en reaccionar es mucho menor de 250ms. También se lograron implementar satisfactoriamente rutinas que permitan el movimiento de los dedos sin la necesidad de recibir las instrucciones del control de alto nivel, logrando un funcionamiento semi-autónomo.

Se logró establecer una comunicación entre una computadora y la prótesis biónica, utilizando el protocolo USB, sin hacer uso de las señales provenientes de la interfaz humana.

Las dimensiones de la torre de control resultaron ser suficientes para su exitosa integración con el módulo de Mecatrónica y Potencia, y la corriente que consume es mínima, dejando toda la potencia necesaria para los servomotores.

Al integrar los cuatro módulos del proyecto, se logró elaborar una prótesis estéticamente agradable que es capaz de recrear los movimientos básicos de una mano real.

La implementación total del Megaproyecto se realizó minimizando costos, por lo que el prototipo final, en comparación con otros sistemas similares desarrollados alrededor del mundo, tuvo un costo total bajo.

Se recomienda utilizar motores más pequeños para ocupar un espacio menor dentro del brazo. Se podría utilizar motores servos más pequeños como el que se utilizó dentro de la palma para sujetar el dedo pulgar tomando en cuenta que el torque debe ser mayor que el de ese servo. La mejor opción sería utilizar motores ultrasónicos los cuales tiene un tamaño reducido y un gran torque.

En caso se quisieran hacer cambios al diseño de la mano, se recomienda cambiar la longitud de cada dedo para que se asemejen más a los dedos humanos. Además, sería adecuado colocar piezas de silicón en todas las falanges y en la palma, para sujetar de una mejor forma los objetos. En lugar de crear más piezas de silicón para las falanges y la palma, podría realizarse un guante que recubra la mano completa que tenga la apariencia y textura de la piel humana.

Se recomienda minimizar aún más el tamaño de los PCBs, adquiriendo otros tipos de conectores y pines para minimizar el espacio utilizado. Además, se recomienda seguir con la implementación de las funciones y el control semi-autónomo al adquirir nuevos sensores para la mano, y así poder obtener resultados aún más reales y eficientes.

Se recomienda desarrollar un sistema capaz de interpretar las señales electromiográficas a un nivel más profundo, permitiendo la interpretación tanto de amplitudes como de fuerza de músculos específicos. De esa forma, se obtendría un sistema más robusto y de mayor descripción para el control de la prótesis y con mayor posibilidad a obtener más grados de libertad.

También se recomienda investigar una forma de utilizar electrodos superficiales para proveer al usuario, de una forma segura, una retroalimentación para interpretar lo que sucede con la prótesis (objetos muy calientes, muy fríos, entre otras variables). En este caso, esto debería desarrollarse junto con el Módulo de Sensores con una expansión de un sistema exteroceptivo.

Se recomienda terminar la implementación del sistema sensorial de la prótesis, con el fin de hacerla aun más inteligente y requerir menos control del usuario final. Para esto

se recomienda cumplir los siguientes objetivos a largo plazo para el módulo de Sensores:

- Diseñar un sistema sensorial que detecte vibraciones del objeto y pueda determinar si el objeto tomado se está resbalando.
- Diseñar un sistema sensorial que detecte la temperatura del objeto, para realizar correcciones en las mediciones del resto de sistemas sensoriales, y proteger la prótesis de extremos que la puedan dañar.
- Diseñar el subsistema sensorial propioceptivo, para conocer el posicionamiento de los elementos de la mano en todo momento y cuánta fuerza están aplicando los actuadores.
- Diseñar un sistema de retroalimentación al usuario de cada uno de los sistemas sensoriales.
- Diseñar circuitería de procesamiento de señales, según sea requerida por todos los sistemas.
- Elegir componentes para los sistemas que satisfagan las características electromecánicas que debe poseer un sistema sensorial en una prótesis biónica.
- Finalizar y optimizar la red sensorial entrelazando los sistemas, apoyándose y realizando correcciones según las lecturas de los otros sensores.

Los conectores extras que se dejaron en el PCB maestro del Módulo de Control se pueden utilizar para implementar rutinas de control con base a datos provenientes del Módulo de Mecatrónica y Potencia, como lo sería apagar la mano si los servomotores están calientes, por ejemplo.

Es recomendable que se siga con la investigación de la biónica en Guatemala, para así mejorar los diseños para que las personas necesitadas hagan uso de esta tecnología para su propio beneficio.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Atkins, *Epidemiologic overview of individuals with upper limb loss and their reported research priorities*, J Prosthet Orthot. Vol 8, No. 1. 1996.
- [2] Otto Bock. Upper Limb Prosthetics: SensorHand ® SPEED. [Página web]. Disponible:http://www.ottobockus.com/products/upper_limb_prosthetics/myoelectric_hands_sensorhand.asp [DAccesado: 5 de abril de 2008].
- [3] Carrozza, M. C., Capiello, G., Micera, S., Edin, B. B., Beccai, L., Cipriani, C., “Design of a cybernetic hand for perception and action”, Biological Cybernetics. Vol, 95, No. 6, páginas 629–644, Diciembre 2006. [Archivo PDF]. Disponible: <http://www.springerlink.com/content/l6458n618n76551p/>. [Accesado: 13 de febrero de 2008].
- [4] University of Southamton, School of Electronics and Computer Science, “Southamton Hand”. [Página web]. Disponible: <http://www.ecs.soton.ac.uk/research/projects/132> [Accesado: 5 de abril de 2008].
- [5] M.C. Carroza, G. Capiello, S.Micera, et al, “Design of a cybernetic hand for perception and action,” Biological Cybernetics. December 6, 2006.
- [6] Touch EMAS Limited, “The i-LIMB Hand”. [Página web]. Disponible: <http://www.touchbionics.com/professionals.php?pageid=49§ion=5> [Accesado: 5 de abril de 2008].
- [8] García, Vladimir, García Marcos, Hernández Karen. "Diseño de Prótesis Mioeléctrica". Instituto Politécnico Nacional Esime Azcapotzalco. [Documento PDF].

- [9] Servo City, “HS-475HB Super pro BB,” Servo City, 2008, [En línea]. Disponible: http://servocity.com/html/hs-475hb_super_pro_bb.html [Accesado: 4 de Septiembre 2008].
- [10] John L. Peach, Dr. Antonio A. Arroyo, Louis S. Brown, Andrew Majewski “Teleoperated Anthropomorphic Hand,” [Archivo PDF].
- [11] Ikuo Yamano, Takashi Maeno, “Five-fingered Robot Hand using Ultrasonic Motors and Elastic Elements,” Keio University, Abril 2005. [Archivo PDF].
- [12] C. Lake y J.Miguel. “Comparative Analysis of Microprocessors in Upper Limb Prosthetics”, American Academy of Orthotists and Prosthetists, vol. 15, no. 2, pp. 48-65, 2003. [En línea]. Disponible: http://www.oandp.org/jpo/library/2003_02_048.asp. [Visitada el 19 de agosto de 2008].
- [13] Ian C Marrero, “Hand, Anatomy,” Emedicine.com, Dec 2007. [En línea]. Disponible: <http://www.emedicine.com/plastic/topic296.htm> [Accesado: 9 de Agosto 2008].
- [14] G.J. Tortora, y S.Reynolds, Principios de Anatomía y Fisiología, Novena edición. Mexico: Oxford University Press, 2002.
- [15] Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell, Anatomia Para Estudiantes, Primera edición. España: Elsevier Health Sciences, 2005.
- [16] Jo Geere, Rachel Chester, Swati Kale, and Christina Jerosch-Herold, “Power grip, pinch grip, manual muscle testing or thenar atrophy – which should be assessed as a motor outcome after carpal tunnel decompression? A systematic review,”

pubmedcentral.nih.gov, Nov 2007. [En línea]. Disponible:
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pubmed&pubmedid=18028538> [Accesado: 9 de Agosto 2008].

[17] “RIHM”, [En línea]. Disponible:
<http://www.handweb.eu/RIHM/manuals%20and%20forms/> [Accesado: 9 de Agosto 2008].

[18] Servo City, “What is a Servo?,” Servo City, 2008, [En línea]. Disponible:
http://servocity.com/html/what_is_a_servo_.html [Accesado: 12 de Agosto 2008].

[19] Servo City, “How do Servos work?,” Servo City, 2008, [En línea]. Disponible:
http://servocity.com/html/how_do_servos_work_.html [Accesado: 12 de Agosto 2008].

[20] Servo City, “Servo power and Speed,” Servo City, 2008, [En línea]. Disponible:
http://servocity.com/html/servo_power___speed.html

[21] Mónica Conde, “LOS PLÁSTICOS DE INGENIERÍA A la altura de los súper plásticos,” ambienteplastico.com, Mayo 2008, [En línea]. Disponible: http://www.ambienteplastico.com/suscriptores/article_1083.php [Accesado: 18 de Agosto 2008].

[22] “An Intoduction to Vinyl (Poly Vinyl Chloride),” 2008, [En línea]. Disponible:
<http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=987> [Accesado: 18 de Agosto 2008].

[23] “Polypropylene (PP) Plastic Resin,” 2008, [En línea]. Disponible:
<http://www.ides.com/generics/PP.htm> [Accesado: 18 de Agosto 2008].

[24] Redwood plastics, “REDCO™ UHMW ,” Redwood plastics, 2008, [En línea]. Disponible: http://www.redwoodplastics.com/index.php?content=products_UHMW [Accesado: 18 de Agosto 2008].

[25] “Acumuladores,” 2008, [En línea]. Disponible: <http://www.comofuncionan.com/acumuladores/> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[26] “What are rechargeable batteries?,” RechargeableBatteryInfo.com, Noviembre 2005, [En línea]. Disponible: <http://rechargeablebatteryinfo.com/what-are-rechargeable-batteries.php> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[27] “How Lead Acid Batteries Work,” Enero 2008, [En línea]. Disponible: <http://www.vonwenzel.net/Battery/00.Glossary/> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[28] Michael W. Davidson, “The Alkaline-Manganese Battery,” Enero 2003, [En línea]. Disponible: <http://micro.magnet.fsu.edu/electromag/electricity/batteries/alkaline.html> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[29] Michael W. Davidson, “Nickel-Hydrogen Batteries,” Enero 2003, [En línea]. Disponible: <http://micro.magnet.fsu.edu/electromag/electricity/batteries/nickelhydrogen.html> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[30] “How about Nickel-Cadmium Cells?,” Enero 2008, [En línea]. Disponible: <http://www.vonwenzel.net/Battery/00.Glossary/NickelCadmium.html> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[32] Neeyati, “Biomedical Engineering – Mechatronics & Biomechatronics”. [Página web]. Bright Hub. 6 de mayo de 2008. Disponible: <http://www.brighthub.com/science/medical/articles/988.aspx> [Accesado: 6 de agosto de 2008].

[33] The War Amps, “Mechanical vs. Electrical Prostheses”. [Página web]. National Amputee Centre. Disponible: <http://www.waramps.ca/nac/limbs/arms/mechelec.html> [Accesado: 6 de agosto de 2008].

[34] Reaz, M.B.I., Hussain, M.S., Mohd-Yasin, F. “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”, Biological Procedures Online. Vol 8, No.1. páginas 11 – 35. Marzo de 2006. [Documento PDF].

[35] Carpi, Federico, De Rossi, Danilo, “Non invasive Brain-Machine Interfaces”. Universidad de Pisa, Centro de Investigación Interdepartamental E. Piaggio. [Documento PDF].

[36] Moore, Keith L., *Anatomía: Con orientación clínica*. Tercera Edición. Buenos Aires, Argentina. 1993.

[37] “Anatomy Tutorial”. [Página web]. Regents of the University of Minnesota. Disponible: <http://www.vhlab.umn.edu/atlas/anatutorial/anatutorial1.shtml>. [Accesado: 13 de julio de 2008].

[38] Hollinshead, W. Henry, *Anatomía Humana*. Tercera Edición, México, D.F. 1983.

[39] M.C. Carroza, P. Dario, F. Vecchi, et al. "The CyberHand: on the design of a cybernetic prosthetic hand intended to be interfaced to the peripheral nervous system," IROS 2003 Vol. 3, Oct. 27-31, 2003, pp. 2642 - 2647.

[40] B.B. Edin, L. Beccai, L. Ascari, S. Roccella, J.J. Cabibihan y M.C. Carroza, "A bio-inspired approach for the design and characterization of a tactile sensory system for a cybernetic prosthetic hand,". Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Orlando, Florida: May 2006.

[41] A. Cranny, P.H. Chappell, S.P. Beeby and N.M. White. "Improving the functionality of a prosthetic hand through the use of thick film force sensors." EuroSensors 17, 21 - 24 September 2003, University of Minho, Guimarães, Portugal.

[42] D.P. J. Cotton, P.H. Chappell, A. Cranny, et al. "A novel thick-film Piezoelectric slip sensor for a prosthetic hand," IEEE Sensors Journal: Special Issue on Intelligent Sensors, 7 (5). pp. 752-761.

[43] Cranny, A., Cotton, D. P. J., Chappell, P. H., Beeby, S. P. and White, N. M. "Thick-film force, slip and temperature sensors for a prosthetic hand," Measurement Science and Technology, 16 . pp. 931-941.

[44] P. H. Chappell, A. Cranny, D. P. J. Cotton, N. M. White, and S. P. Beeby, "Sensory motor systems of artificial and natural hands." Int. J. Surgery, 5 . pp. 436-440. ISSN 1743 9191

[45] L.B. Freund, S. Suresh, Thin Film Materials, Stress, Defect Formation and Surface Evolution. Cambridge UK: Cambridge University Press 2003.

[46] R. Bartnikas, Eichhorn. Engineering Dielectrics Volume II A, Electrical Properties of Solid Insulating Materials: Molecular Structure and Electrical Behavior. ASTM Special Technical Publication.1987.

[47] K. Gilleo. Polymer Thick Film. Van Nostrand Reinhold, 1996.

[48] Laboratoire de Production Microtechnique. “Technologies: Thick Films,” École Politechnique Fédérale de Lausanne. [En línea]. Disponible: http://lpm.epfl.ch/page62619.html#tf_introduction. [Accesado: 15 de Agosto 2008].

[49] P. Bartnikas, Engineering Dielectrics Volume II B, Electrical Properties of Solid Insulating Materials: Mesurment Techniques. ASTM Special Technical Publication. 1987.

[50] Measurement Specialties, “Piezo Film Sensors: Technical Manual,” Measurement Specialties. [En línea]. Disponible: <http://www.media.mit.edu/resenv/classes/MAS836/Readings/MSI-techman.pdf> [Accesado: 27 de Marzo 2008]

[51] PI Ceramics, “Piezoelectric Materials Catalog,” PI Ceramics. [En línea]. Disponible: http://www.piceramic.com/pdf/KATALOG_english.pdf. [Accesado: 4 de marzo 2008]

[52] D. P. J., Cotton, A. Cranny, P. H. Chappell, y N. M. White, “Thick-film piezoelectric slip sensors for automatic grip control in prosthetic hands, ” In: 12th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics, July 29th - August 3rd, 2007, Vancouver, BC Canada.

[53] Interlink Electronics, “FSR force sensing resistor, Integration guide and evaluation parts catalog,” Interlink Electronics. [En línea]. Disponible: <http://www.interlinkelectronics.com/library/media/papers/pdf/fsrguide.pdf>. [Accesado: 20 de mayo 2008].

[54] L. Birglen y C.M. Gosselin, “Fuzzy Enhanced Control of an Underactuated Finger Using Tactile and Position Sensors,” IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, pp. 2331-2336, April 2005.

[55] R. Dorf y H. Bishop. *Modern Control Systems*, 8ª edición. California: Addison Wesley Longman, 1998.

[56] A. Wolf. “I2C (Inter-Integrated Circuit) Bus Technical Overview and Frequently Asked Questions”. Embedded Systems Academy. 2000. [En línea] Disponible: <http://www.esacademy.com/faq/i2c/> [Visitada el 07/08/2008].

[57] J. Irazabal y S. Blozis. “I2C Manual”. Philips Semiconductors. marzo, 2003. [Documento PDF en línea]. Disponible: http://www.nxp.com/acrobat_download/applicationnotes/AN10216_1.pdf [Visitado el 07/08/2008].

[58] M. Barr. “Pulse Width Modulation,” Embedded Systems Programming, septiembre 2001, pp. 103-104. [En línea] Disponible: <http://www.netrino.com/Embedded-Systems/How-To/PWM-Pulse-Width-Modulation> [Visitada el 17/09/2008].

[59] “Whats a servo? A quick tutorial.” Seattle Robotics Society, 2004. [En línea] Disponible: <http://www.seattlerobotics.org/guide/servos.html> [Visitada el 17/09/2008]

[60] F. Durda. “Serial and UART Tutorial.” FreeBSD Organization, enero 1996. [En línea] Disponible: <http://www.freebsd.org/doc/en/articles/serial-uart/> [Visitada el 17/09/2008].

[61] B. Goodwine. “RS-232 Serial Protocol”, septiembre 2002. [En línea] Disponible: <http://controls.ame.nd.edu/microcontroller/main/node24.html> [Visitada el 17/09/2008].

[62] “Device Class Definition for Human Interface Devices (HID)”, USB Organization, julio 2001. [Documento PDF en línea] Disponible: www.usb.org/developers/devclass_docs/HID1_11.pdf [Visitado el 19 de agosto de 2008].

[63] S. McDowell y M. Seyer. USB Explained. Prentice-Hall PTR, Upper Saddle River, New Jersey, 1998.

[64] “Universal Serial Bus Specification”, USB Organization, abril 2000. [Documento PDF en línea] Disponible: http://www.usb.org/developers/docs/usb_20_040908.zip [Visitado el 21 de agosto de 2008].

[65] C. Peacock. “USB in a NutShell”, BeyondLogic Organization, abril 2007. [En línea] Disponible: <http://www.beyondlogic.org/usbnutshell/usb1.htm> [Visitada el 21 de agosto de 2008]

[66] “What Is USB?”. RAD Data Communication, agosto 2007. [En línea] Disponible: http://www2.rad.com/networks/2000/usb/maintxt.htm#What_Is_USB [Visitada el 21 de agosto de 2008]

[67] Servo City, "HS-85MG Mighty Micro," Servo City, 2008, [En línea]. Disponible: http://servocity.com/html/hs-85mg__mighty_micro.html [Accesado: 4 de Septiembre 2008].

[68] All-battery.com "Li-Ion 18650 7.4V 4400 mAh Rechargeable Battery PCB module with 20AWG Bare Leads and Hitec connector ", All-Battery.com, 2008, [En línea]. Disponible: <http://www.all-battery.com/index.asp?PageAction=VIEWPROD&ProdID=2397> [Accesado: 15 de Septiembre 2008].

[69] Marshall Brain, "How Lithium-ion Batteries Work," electronics.howstuffworks.com, 2008, [En línea]. Disponible: <http://electronics.howstuffworks.com/lithium-ion-battery.htm> [Accesado: 23 de Agosto 2008].

[70] National Semiconductor. Opamp Circuit Collection. [PDF]. Disponible: <http://www.national.com/an/AN/AN-31.pdf>. Application Note 31. Septiembre 2002. [Accesado: 2 Junio 2008].

[71] Microchip Technology Inc. Lineal Opamp. [En línea]. Disponible: <http://www.microchip.com/ParamChartSearch/chart.aspx?branchID=11015&mid=11&lang=en&pageId=79>. [Accesado: 1 Julio 2008].

[72] Comvcon. "HID Class". 2006. [En línea] Disponible: <http://www.comvcon.com/hid.html> [Visitada el 04 de noviembre de 2008]

[73] Atmel. “USB PC Drivers Based on Generic HID Class”. 2008. [Documento PDF en línea] Disponible: http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc7645.pdf [Visitado el 13 de agosto de 2008]

[74] Miles, Donna, “DARPA’s Cutting-Edge Programs Revolutioniza Prosthetics”, American Forces Press Service: News Articles. U.S. Department of Defense. [En línea]. Disponible: <http://www.defenselink.mil/news/newsarticle.aspx?id=14914> [Accesado: 16 de agosto de 2008].

[75] Britt, Meredith, Ellen Liz, Thomas, Heather, “The History of Prosthetic Devices”, Prosthetic Devices. [En línea]. Disponible: <http://www.unc.edu/~mbritt/Prosthetics%20History%20Webpage%20-%20Phys24.html> [Accesado: 28 de julio de 2008].

[76] Kulley, Marlowe, et.all. “History”, Hand Prosthetics. Brown Alpert Medical School [En línea]. Disponible: http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html [Accesado: 27 de mayo de 2008].

[77] “16th Century mechanical artificial hand”, Neurophilosophy, [En línea]. Disponible: http://scienceblogs.com/neurophilosophy/2007/07/16th_century_mechanical_artifi.php [Accesado: 26 de julio de 2008].

[78] University of Iowa Hospitals and Clinics, “The Cultural Body: History of Prostheses”, Medical Museum. [En línea]. Disponible: <http://www.uihealthcare.com/depts/medmuseum/wallexhibits/body/histofpros/histofpros.html> [Accesado: 20 de julio de 2008].

[79] Vanderwerker, Earl E., "A Brief Review of the History of Amputations and Prostheses", *Inter-Clinic Information Bulletin (ICIB)*. Vol 15, No. 5 páginas 15-16. 1976. Copyright de la Association of Children's Prosthetic-Orthotic Clinics (APOC). [En línea]. Disponible: http://www.acpoc.org/library/1976_05_015.asp [Accesado: 10 de abril de 2008].

9. ÁPENDICE

9.1. Historia

La referencia escrita más antigua acerca del reemplazo de miembros se remonta a un antiguo poema sagrado de India, el Rig-Veda, escrito entre el 3500 y el 1800 A.C. En éste, se relata la historia de la Reina Vishpla, que perdió su pierna en batalla, y que luego recibió una prótesis hecha de hierro y fue capaz de regresar a la batalla [74].

En 1858, en Capri, Italia, fue encontrado el miembro artificial más antiguo, una pierna de madera y cobre, y se determinó que perteneció al año 300 B.C. En 1529, Ambroise Pare, un cirujano francés, y conocido como el padre de las prótesis, introdujo la amputación como una medida para salvar vidas. Luego, comenzó a desarrollar prótesis para miembros superiores e inferiores; y fue el creador de la mano “Le Petit Lorrain”, que estaba hecha de hierro y utilizaba resortes y trabas para operar [75][76].



Figura 237. Diseño de la mano de hierro de Pare, siglo XV; imagen tomada de “John Martin Rare Book Room” [77].

Con el descubrimiento de la anestesia, antisépticos, y de drogas para combatir las enfermedades entre los 1600s y los 1800s, la cirugía de reemplazo se convirtió en un método curativo. Estos avances permitieron la creación de prótesis más funcionales, sin embargo, la mortalidad aún era alta en cuanto a las amputaciones. Fue la guerra civil estadounidense (1861 – 1865), la que trajo consigo un desarrollo importante en el campo protésico, con un mínimo de 30,000 personas con amputaciones y con necesidad de prótesis de reemplazo. En 1863 se inventó la primera mano hecha de caucho; éstas se fabricaban en un molde de un modelo natural de una mano, y se adherían al extremo de un antebrazo artificial. Los dedos eran flexibles, y cedían ante presión aplicada, y tenían suficiente flexibilidad y adhesión para agarrar objetos livianos. Esta mano presentó una apariencia más natural que otros modelos hechos de madera, y era mucho más durable. La mano podía, además, separarse del antebrazo y ser reemplazada por un gancho, un cuchillo, un tenedor, o cualquier otro tipo de implemento. Por otro lado, también se produjeron manos para tareas específicas como sierras [76].

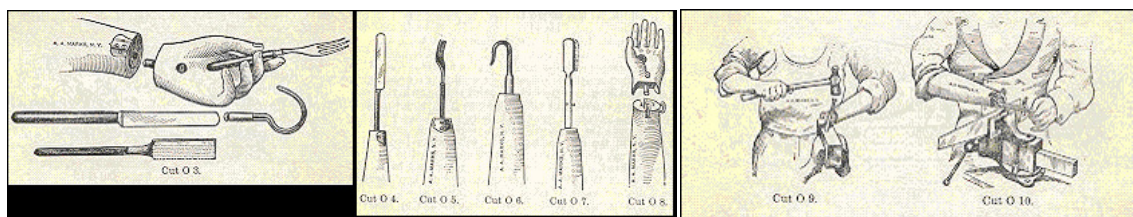


Figura 238. Diagramas de la mano de caucho inventada en 1863 [76].

El siguiente avance en el mundo de las prótesis se dio durante la Primera y la Segunda Guerra Mundial. Alrededor de 1909, Dorrance inventó el doble gancho, que se anclaba en el hombro opuesto y brindó gran avance para la época debido a la habilidad de aprehensión; la base de este diseño aún se utiliza hoy en día. En 1945 la Academia Nacional de Ciencias de los Estados Unidos establece el Programa de Miembros Artificiales para promover y coordinar la investigación científica para mejorar el diseño

de los aparatos protéticos, con énfasis en el diseño de prótesis con apariencia tan humana como fuera posible. Doctores e ingenieros trabajaron en proyectos que fomentaron el avance en el conocimiento biomecánico y en el desarrollo de nuevos materiales [78] [79].

Actualmente, el campo de las prótesis ha crecido drásticamente. Prótesis controladas por sonidos, nervios, y músculos se encuentran en investigación o emergiendo al mercado, y la calidad aumenta día a día. Con la tecnología actual, el rango de grados de libertad se ha incrementado y la mímica de los movimientos “reales” cada vez es más exacta.

9.2. Código del programa.

```

unsigned char LecturaVoltaje;
unsigned char cont;
void main(){
    TRISB = 0b00000000; //Puerto B de salida
    TRISA = 0b11111111; //Puerto A de entrada
    OSCTUNE = 0b00000000; //reloj interno de 31kHz
    OSCCON = 0b10000111; //31kHz, reloj interno
    PORTA = 0;
    PORTB = 0; //inicializar variables
    cont = 0;
do{
    if(PORTB.F7==1){ //boton presionado?
        LecturaVoltaje = Adc_Read(0)>>2; //lee V bateria
        if(LecturaVoltaje<180){ //bateria baja
            Delay_ms(50);

```

```

        PORTB.F0 = ~PORTB.F0; //parpadea LED1
        Delay_ms(50);
    }else if(LecturaVoltaje<190){
        PORTB = 0b00000011;    //2 LED encendidos
    }else if(LecturaVoltaje<200){
        PORTB = 0b00010011;    //3 LED encendidos
    }else if(LecturaVoltaje<210){
        PORTB = 0b00110011;    //4 LED encendidos
    }else{
        PORTB = 0b10110011;    //todos encendidos
    }
    Delay_ms(2000);
}else{
    if(PORTB.F6 ==0&&PORTB.F7==0){
        PORTB.F1 = 1;    //funcion 1
        PORTB.F4 = 0;
        PORTB.F5 = 0;
        PORTB.F7 = 0;
    }else if(PORTB.F6 ==1&&PORTB.F7==0){
        PORTB.F1 = 0;
        PORTB.F4 = 1;    //funcion 2
        PORTB.F5 = 0;
        PORTB.F7 = 0;
    }else if(PORTB.F6 ==0&&PORTB.F7==1){
        PORTB.F1 = 0;
        PORTB.F4 = 0;
        PORTB.F5 = 1;    //funcion 3
    }
}

```

```

        PORTB.F7 = 0;
    }else if(PORTB.F6 ==1&&PORTB.F7==1){
        PORTB.F1 = 0;
        PORTB.F4 = 0;
        PORTB.F5 = 0;
        PORTB.F7 = 1;    //funcion 4
    }
    if(cont==200){    //se realiza cada 200 ciclos
        cont = 0;
        LecturaVoltaje = Adc_Read(0)>>2;
        if(LecturaVoltaje<180){    //LED parpadea con bateria baja
            Delay_ms(50);
            PORTB.F0 = ~PORTB.F0;
            Delay_ms(50);
        }else{
            PORTB.F0=0;
        }
    }
    cont++;    //aumenta contador
}
}while(1);
}

```

9.3. Diagramas de las piezas.

A continuación se encuentran diagramas de las piezas que constituyen el diseño de la prótesis biónica.

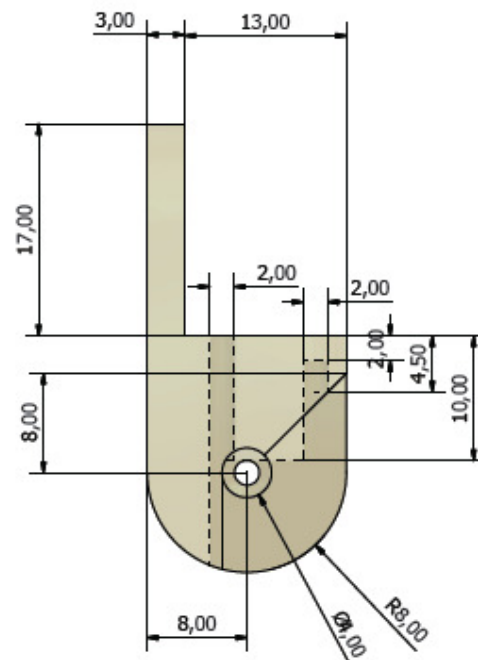
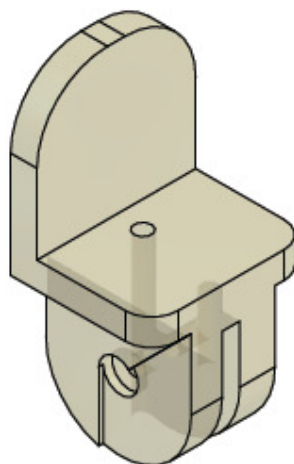
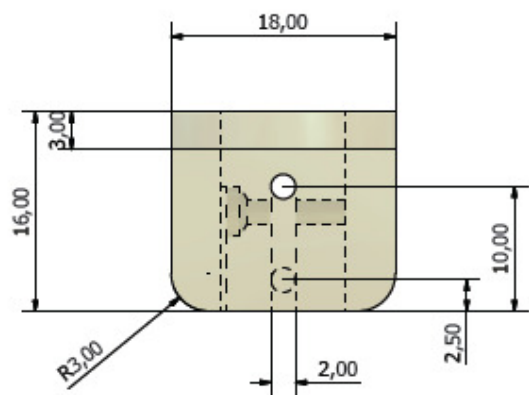
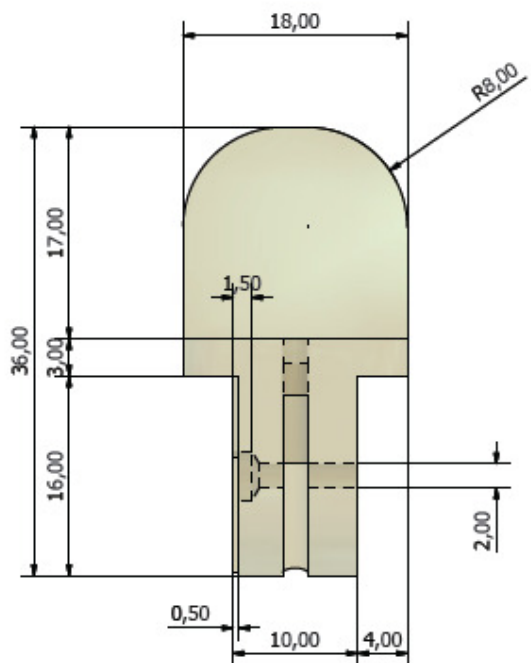


Figura 239. Falange distal.

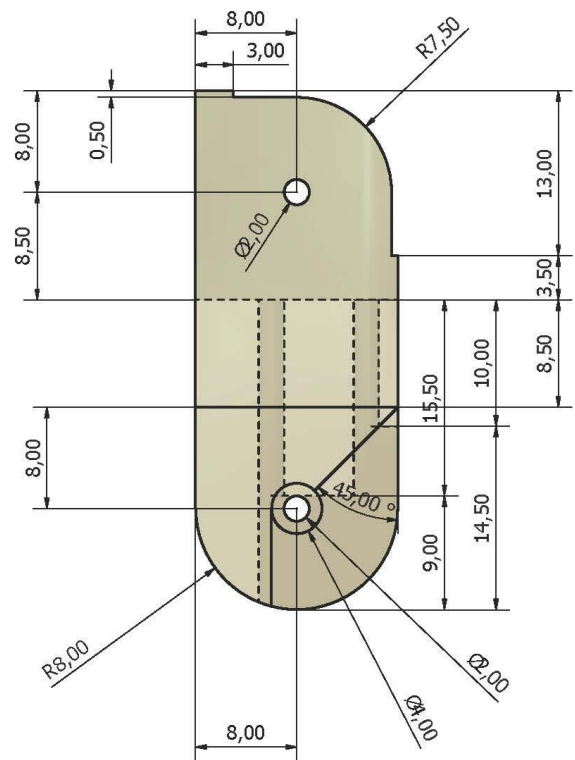
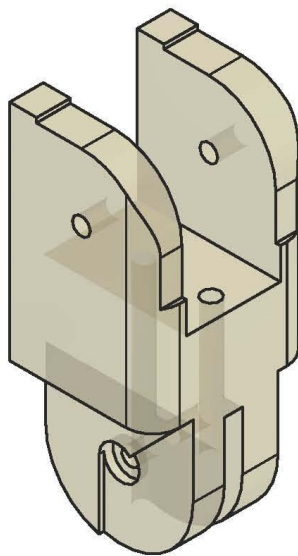
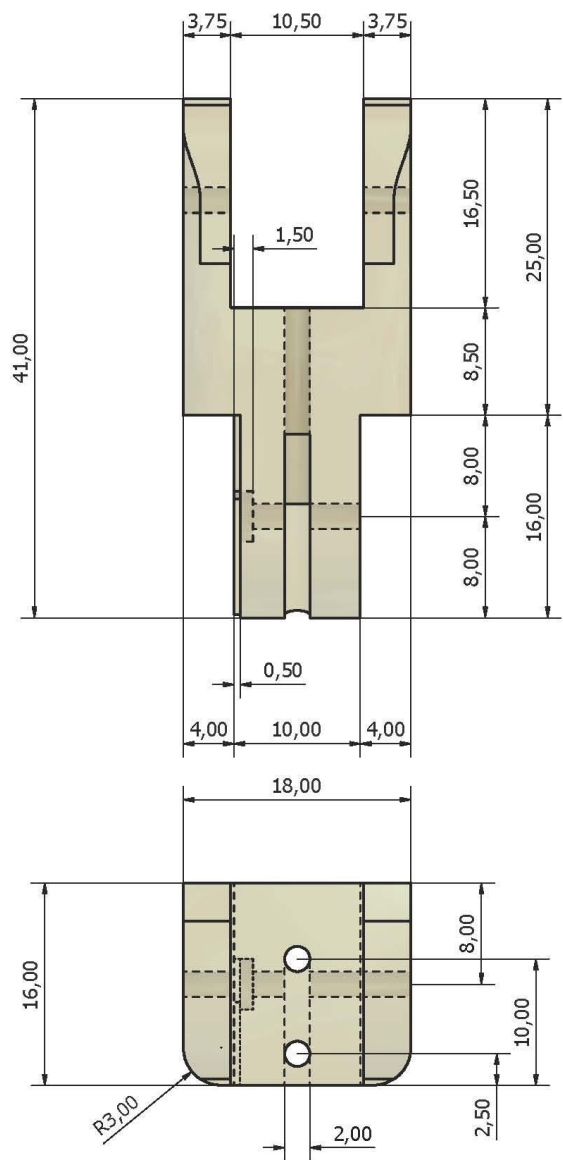


Figura 240. Falange media

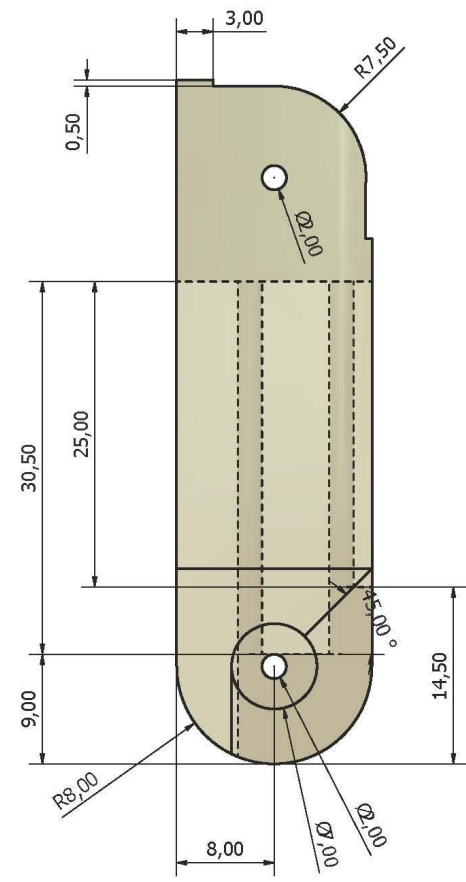
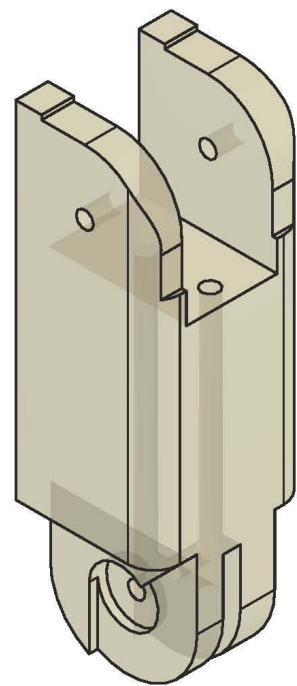
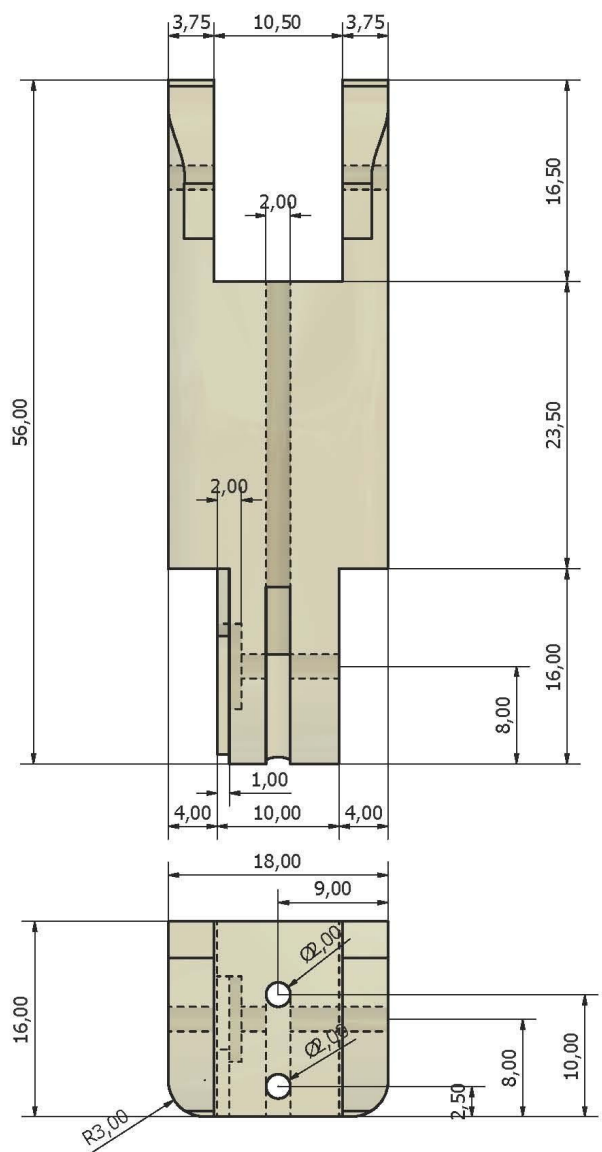


Figura 241. Falange proximal

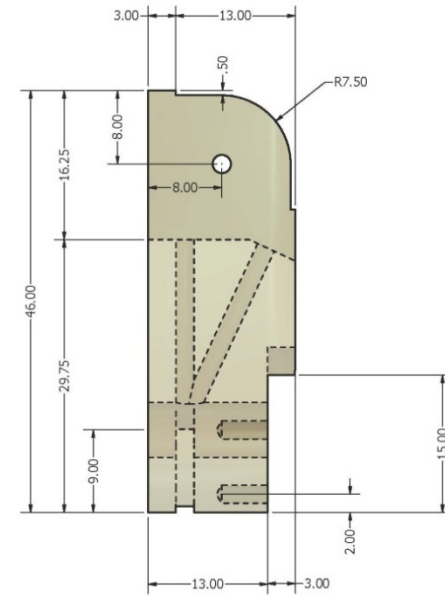
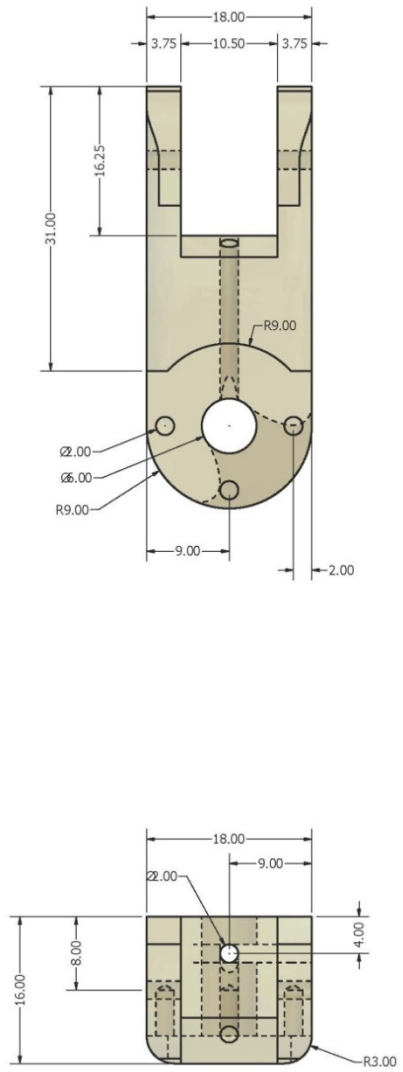


Figura 242. Metacarpo del pulgar

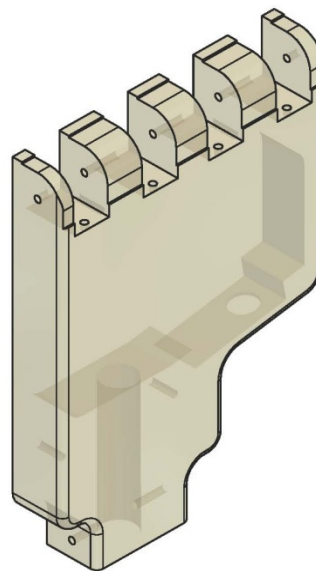
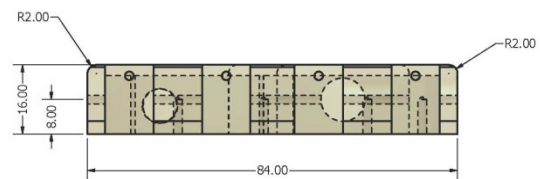
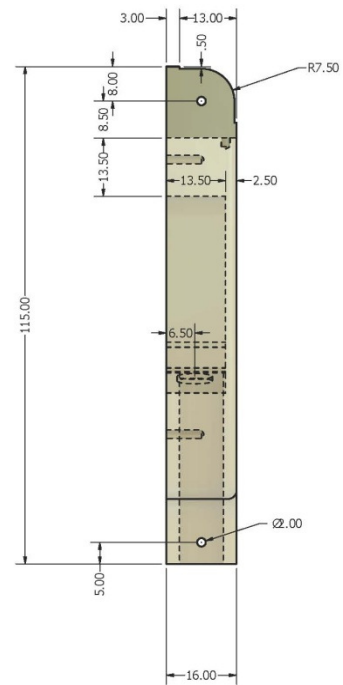
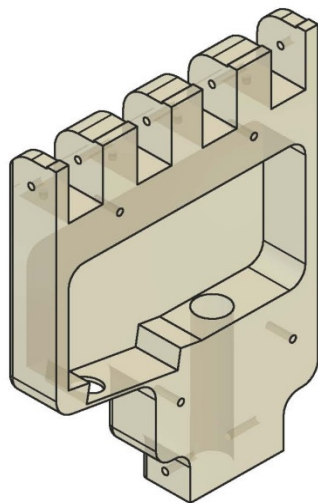
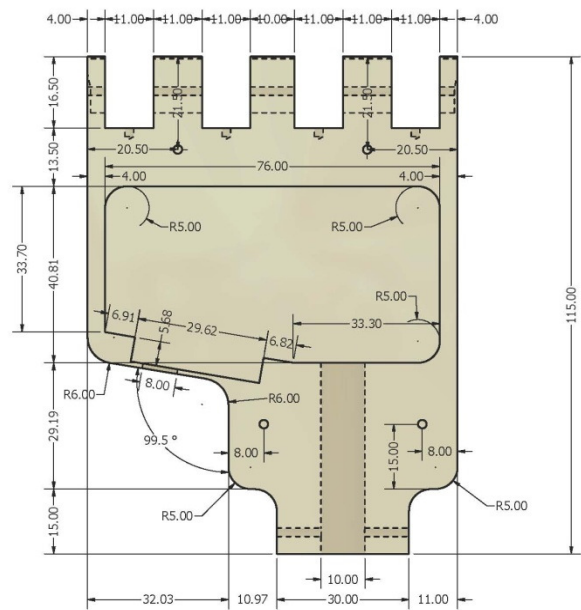


Figura 243. Palma

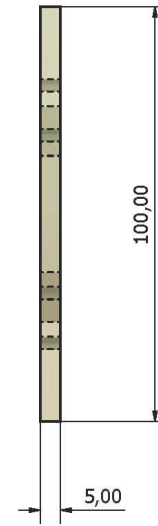
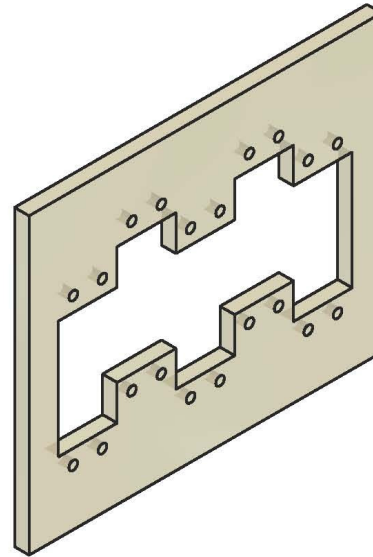
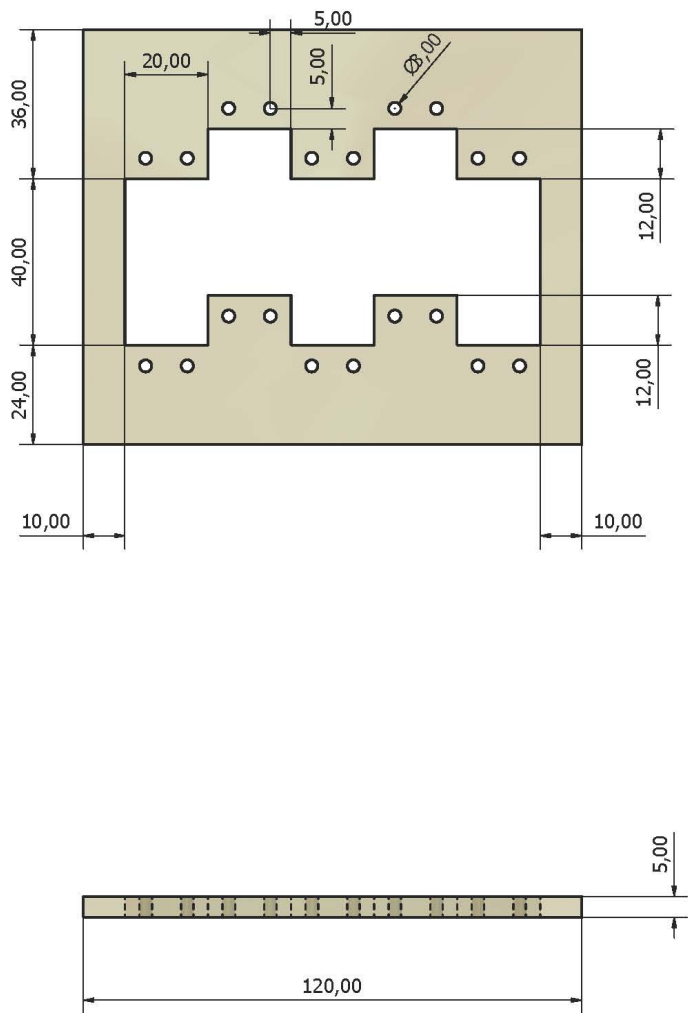


Figura 244. Pieza donde se sujetan los servos

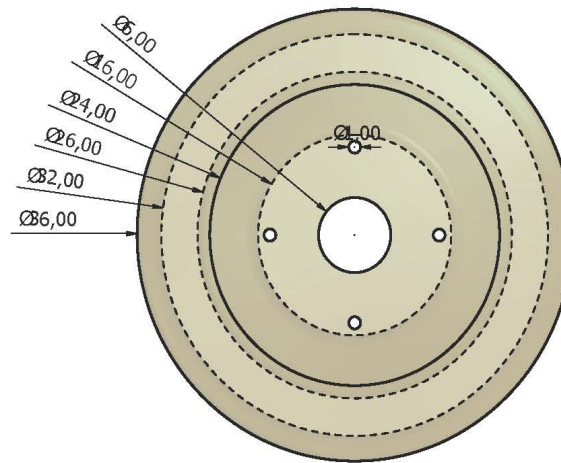
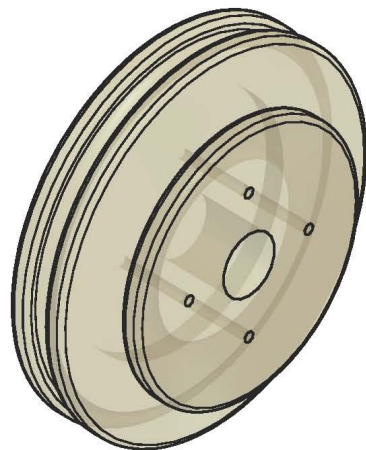
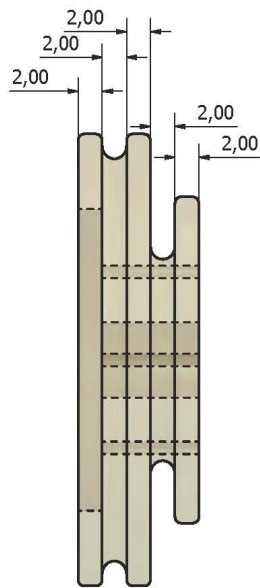


Figura 245. Polea

9.4. Código de la aplicación del diseño experimental #1 en Visual Basic 6.0

```

'===== DECLARACION DE VARIABLES =====
Option Explicit
Dim gCounter As Integer
Dim gStringValue As String
Dim gRealValues() As Single
Dim gSampleSize As Integer
Dim gCalibrationFlag As Boolean
Dim gT1 As Single
Dim gT2 As Single
Dim gT3 As Single
Dim gTFinal As Single
Dim gDivisor As Integer

Private Sub cmdAnalisis_Click()
Dim j As Integer
Dim sum As Single
Dim average As Single
Dim actCount As Integer
Dim threshold As Single
'----- CALCULO DEL VALOR PROMEDIO---
sum = 0
For j = 0 To gSampleSize Step 1
sum = sum + gRealValues(j)
Next j
average = sum / gSampleSize
Label1.Visible = True
Label1.Caption = Str(average)

If optValor = True Then
threshold = sldTValue.Value / 100
Else
threshold = sldTValue.Value / 1000
End If

lblT.Caption = Str(threshold)

'---- CONTADOR DE MUESTRAS MAYORES A THRESHOLD ----
actCount = 0
For j = 0 To gSampleSize Step 1
If gRealValues(j) > threshold Then
actCount = actCount + 1
End If
Next j

Label2.Visible = True
Label2.Caption = Str(actCount)
'---- RESPUESTA A LAS MUESTRAS OBTENIDAS ----
If actCount > 1 Then
MSComm1.Output = "O"
Else
MSComm1.Output = "F"

```

End If

End Sub

Private Sub cmdCalibrar_Click()

Dim i As Integer

Dim j As Integer

Dim sum As Single

Dim average As Single

Dim threshold As Single

Dim copia() As Single

Dim temp As Single

'---- OBLIGA A TOMAR UNA MUESTRA DE 1024 DATOS ----

opt1024.Value = True

gCalibrationFlag = True

If opt1024.Value = True Then

gSampleSize = 1024

ReDim copia(1024)

End If

'---- OBLIGA A REALIZAR 3 APROXIMACIONES DEL UMBRAL Y CALCULA EL PROMEDIO ----

Dim message1 As String

Dim butsNicons As Integer

Dim title1 As String

Dim response1 As Integer

message1 = "Prueba #1: Realice 3 flexiones"

butsNicons = vbYesNo

title1 = "Prueba #1"

response1 = MsgBox(message1, butsNicons, title1)

If response1 = vbYes Then

Call cmdGetSample_Click

sum = 0

For j = 0 To gSampleSize Step 1

sum = sum + gRealValues(j)

Next j

average = sum / gSampleSize

Label1.Visible = True

Label1.Caption = Str(average)

For i = 0 To gSampleSize Step 1

copia(i) = gRealValues(i)

Next i

For i = 0 To gSampleSize - 1

For j = i + 1 To gSampleSize

If copia(i) > copia(j) Then

temp = copia(i)

copia(i) = copia(j)

```

copia(j) = temp
End If
Next j
Next i

gT1 = copia(gSampleSize)

Dim message2 As String
Dim title2 As String
Dim response2 As Integer

message2 = "Prueba #2: Realice 3 flexiones"
butsNIcons = vbYesNo
title2 = "Prueba #2"

response2 = MsgBox(message2, butsNIcons, title2)
If response2 = vbYes Then
Call cmdGetSample_Click

sum = 0
For j = 0 To gSampleSize Step 1
sum = sum + gRealValues(j)
Next j
average = sum / gSampleSize
Label1.Visible = True
Label1.Caption = Str(average)

For i = 0 To gSampleSize Step 1
copia(i) = gRealValues(i)
Next i

For i = 0 To gSampleSize - 1
For j = i + 1 To gSampleSize
If copia(i) > copia(j) Then
temp = copia(i)
copia(i) = copia(j)
copia(j) = temp
End If
Next j
Next i

gT2 = copia(gSampleSize)

Dim message3 As String
Dim title3 As String
Dim response3 As Integer

message3 = "Prueba #3: Realice 3 flexiones"
butsNIcons = vbYesNo
title3 = "Prueba #3"

response3 = MsgBox(message3, butsNIcons, title3)

If response3 = vbYes Then

```

Call cmdGetSample_Click

```
sum = 0
For j = 0 To gSampleSize Step 1
sum = sum + gRealValues(j)
Next j
average = sum / gSampleSize
Label1.Visible = True
Label1.Caption = Str(average)
```

```
For i = 0 To gSampleSize Step 1
copia(i) = gRealValues(i)
Next i
```

```
For i = 0 To gSampleSize - 1
For j = i + 1 To gSampleSize
If copia(i) > copia(j) Then
temp = copia(i)
copia(i) = copia(j)
copia(j) = temp
End If
Next j
Next i
```

```
gT3 = copia(gSampleSize)
```

```
End If
```

```
End If
```

```
If optValor = True Then
gDivisor = 100
Else
gDivisor = 1000
End If
```

```
'---- CALCULO DEL PROMEDIO DE LOS UMBRALES CALCULADOS ----
```

```
gTFinal = ((gT1 + gT2 + gT3) / 3) * gDivisor
```

```
threshold = gTFinal
```

```
sldTValue.Value = threshold
```

```
lblT.Caption = Str(sldTValue.Value / gDivisor)
```

```
End If
```

```
gCalibrationFlag = False
```

```
End Sub
```

```
Private Sub cmdClearResults_Click()
```

```
Results.Visible = False
```

```
grdTable.Clear
```

```

lblPercentDone.Visible = False
cmdAnalisis.Enabled = False
ReDim gRealValues(0)
Label1.Visible = False
Label2.Visible = False
End Sub

```

```

Private Sub cmdGetSample_Click()
cmdGetSample.Enabled = False
grdTable.Clear
Results.Visible = False
cmdClearResults.Enabled = False
cmdAnalisis.Enabled = False
Label1.Visible = False
Label2.Visible = False
Dim Ppercent As Integer
'---- DETERMINA EL TAMAÑO DE LA MUESTRA A TOMAR ----
If opt256.Value = True Then
gSampleSize = 256
ReDim gRealValues(256)
End If
If opt512.Value = True Then
gSampleSize = 512
ReDim gRealValues(512)
End If
If opt1024.Value = True Then
gSampleSize = 1024
ReDim gRealValues(1024)
End If
'---- DESPLIEGA UNA VISUALIZACION DEL PROGRESO DE LA TOMA DE
MUESTRAS ----
ProgressBar1.Min = 0
ProgressBar1.Max = gSampleSize
gCounter = 0
ProgressBar1.Value = gCounter
ProgressBar1.Visible = True
lblPercentDone.Visible = True
Ppercent = ProgressBar1.Value * 100 / ProgressBar1.Max
lblPercentDone.Caption = Str(Ppercent) + "%"

MSComm1.Output = "1"
'---- OBTENCIÓN DE LOS DATOS PROVENIENTES DEL MICROCONTROLADOR
----
Do While gCounter < gSampleSize

Dim txts As String
Dim counter As Long
Do
DoEvents
txts = txts & MSComm1.Input
counter = counter + 1
If counter > 100000 Then Exit Do
Loop Until Len(txts) = 8

```

```

'---- CALCULO DEL VALOR DECIMAL----
Dim NewVar As Long
NewVar = BinToDec(txts)
gRealValues(gCounter) = NewVar * (1 / 1023)
counter = 0
txts = ""
gCounter = gCounter + 1
ProgressBar1.Value = gCounter
Ppercent = ProgressBar1.Value * 100 / ProgressBar1.Max
lblPercentDone.Caption = Str(Ppercent) + "%"
MSComm1.Output = "1"

Loop

ProgressBar1.Visible = False
cmdGetSample.Enabled = True
Call ShowResults
cmdClearResults.Enabled = True
cmdAnalisis.Enabled = True
'---- LLAMADA AL ANALISIS DE LA SEÑAL OBTENIDA ----
If gCalibrationFlag = False Then
Call cmdAnalisis_Click
End If

End Sub

Private Sub ShowResults()
grdTable.ColWidth(0) = 900
grdTable.ColWidth(1) = 1500
grdTable.Row = 0
grdTable.Col = 0
grdTable.Text = "Muestra"
grdTable.Col = 1
grdTable.Text = "Valor"

Results.Visible = True
Results.ChartData = gRealValues
Results.Repaint = True
grdTable.Rows = gSampleSize + 1

Dim rowCounter As Integer
grdTable.Col = 0
For rowCounter = 1 To gSampleSize
grdTable.Row = rowCounter
grdTable.Text = Str(rowCounter)
Next rowCounter

grdTable.Col = 1
For rowCounter = 1 To gSampleSize
grdTable.Row = rowCounter
grdTable.Text = Str(gRealValues(rowCounter - 1))
Next rowCounter
End Sub

```

```

Private Sub cmdOff_Click()
MSComm1.Output = "F"
End Sub

Private Sub Form_Load()
With MSComm1
.CommPort = 1
.Settings = "9600,n,8,1"
.InputLen = 1
.InBufferSize = 1024
.InputMode = comInputModeText
.PortOpen = True
End With

opt1024.Value = True
Results.Visible = False
cmdClearResults.Enabled = False
ProgressBar1.Visible = False
lblPercentDone.Visible = False
cmdAnalisis.Enabled = False
optV1000.Value = True
sldTVValue.Value = 50
Label1.Visible = False
Label2.Visible = False
gCalibrationFlag = False
lblT.Caption = Str(sldTVValue.Value / 1000)
End Sub

Public Function BinToDec(ByVal BinValue As String) As Integer
Dim lngValue As Integer
Dim x As Long
Dim k As Long
k = Len(BinValue)
For x = k To 1 Step -1
If Mid(BinValue, x, 1) = "1" Then
lngValue = lngValue + 2 ^ (k - x)
End If
Next x
BinToDec = lngValue
End Function

Private Sub mnuAbout_Click()
Dim message As String
Dim butsNicons As Integer
Dim title As String

message = "Estuardo González Godoy  Noviembre 2007"
butsNicons = vbOKOnly
title = "Medición Electromiográfica"
MsgBox message, butsNicons, title

End Sub

```

```

Private Sub mnuExit_Click()
Dim message As String
Dim butsNicons As Integer
Dim title As String
Dim response As Integer
message = "¿Está usted seguro que desea salir?"
butsNicons = vbYesNo + vbQuestion
title = "Salir"

response = MsgBox(message, butsNicons, title)
If response = vbYes Then
End
End If

End Sub

Private Sub mnuSave_Click()
Dim path As String
Dim filter As String
Dim cfile As Long
'---- GENERACIÓN DE UN ARCHIVO TIPO CSV ----
On Error GoTo salir
filter = "Comma Separated Value |*.csv"
diagSaveAs.filter = filter
diagSaveAs.DialogTitle = "Guardar Como "
diagSaveAs.ShowSave
path = diagSaveAs.FileName

Open path For Append As #1
Dim i As Integer
Dim samp As String
Dim val As String
Print #1, "Muestra" + "," + "Valor" + ","
For i = 0 To gSampleSize - 1 Step 1
samp = Str(i + 1)
val = Str(gRealValues(i))
Print #1, samp + "," + val + ","
Next i
Close #1

salir:
End Sub

Private Sub optV1000_Click()
lblT.Caption = Str(sldTValue.Value / 1000)
End Sub

Private Sub optValor_Click()
lblT.Caption = Str(sldTValue.Value / 100)
End Sub
Private Sub sldTValue_Scroll()
If optValor = True Then
lblT.Caption = Str(sldTValue.Value / 100)

```



```

;-----
; INTERRUPTOS
;-----
INTERRUPT
MOVWF WTEMP
MOVWF STATUS
MOVWF STATUSTEMP
BCF RCSTA, CREN ; DESABILITA RECEPCION
BCF INTCON, GIE ; DESABILITA INTERRUPTOS
BTFSS PIR1, RCIF
GOTO ENDINT
GOTO RECEPCION ; SI RCIF = 1 ENTONCES HUBO RECEPCION Y EL BUFFER
; ESTA LLENO
RECEPCION
MOVWF RCREG
MOVWF CHARREC
BCF STATUS, Z
MOVLW a'1' ; REALIZAR CONVERSION Y ENVIAR
SUBWF CHARREC,0 ; ¿RECIBIÓ EL CARACTER CORRECTO?
BTFSS STATUS,Z
GOTO DISPARO_ON
CALL ADC
GOTO ENDINT
DISPARO_ON
BCF STATUS, Z
MOVLW a'O' ; ACTIVAR RESPUESTA A DISPARO
SUBWF CHARREC,0 ; ¿RECIBIÓ EL CARACTER CORRECTO?
BTFSS STATUS,Z
GOTO DISPARO_OFF
BSF ESTADO,0
GOTO ENDINT
DISPARO_OFF
BCF STATUS, Z
MOVLW a'F' ; DESACTIVAR RESPUESTA A DISPARO
SUBWF CHARREC,0 ; ¿RECIBIÓ EL CARACTER CORRECTO?
BTFSS STATUS,Z
GOTO ENDINT
BCF ESTADO,0
GOTO ENDINT
ENDINT
BANKSEL RCSTA

```

```
BSF RCSTA, CREN
BCF PIR1, RCIF
BSF INTCON, GIE
MOVLW .192
MOVWF INTCON
```

```
MOVFW STATUSTEMP
MOVWF STATUS
MOVFW WTEMP
RETFIE
```

```
=====
```

```
INICIO
```

```
; INICIALIZACION DE VARIABLES Y REGISTROS
```

```
=====
```

```
BCF STATUS, RP0
```

```
MOVLW .192
```

```
MOVWF INTCON ; GIE HABILITADO
```

```
BSF STATUS, RP0 ; BANCO 1
```

```
BCF PIE1, TXIE ; USART TRANSMIT DISABLE
```

```
BSF PIE1, RCIE ; USART RECEIVE ENABLE
```

```
===== INICIALIZACION USART: =====
```

```
BSF TXSTA, BRGH ; MARCA UN HIGH SPEED BAUD RATE
```

```
MOVLW .129 ; SEGUN CALCULO REALIZADO PARA EL BAUD RATE
```

```
MOVWF SPBRG ; LO CARGA AL BOUD RATE
```

```
BCF TXSTA, SYNC ; LIMPIA BIT SYNC (MODO ASINCRONO)
```

```
BCF STATUS, RP0 ; BANCO 0
```

```
MOVLW .144
```

```
MOVWF RCSTA
```

```
;BSF RCSTA, SPEN ; SET BIT SPEN (SERIAL PORT ENABLE)
```

```
BSF STATUS, RP0 ; BANCO 1
```

```
=====
```

```
===== INICIALIZACIÓN ADC =====
```

```
BANKSEL ADCON1
```

```
MOVLW B'00000011' ; VREF+ = AN3
```

```
MOVFW ADCON1 ; VREF- = VSS Y JUSTIFICACION A LA IZQUIERDA
```

```
MOVLW B'00001001' ;
```

```
BANKSEL TRISA
```

```
MOVFW TRISA
```

```
BCF PIE1, ADIE ; CONVERTER INTERRUPT DISABLED
```

```
BANKSEL ADCON0
```

```
CLRF ADCON0 ; CLOCK CONVERSION = Fosc/32, A/D OFF
```

```
BSF ADCON0, 7
```

```

;=====
;===== INICIALIZACION PUERTO B: =====
BANKSEL OPTION_REG
BCF OPTION_REG, 7
BANKSEL TRISB
MOVLW .0
MOVWF TRISB ; PUERTO B COMO SALIDAS
BCF ESTADO,0 ; RESPUESTA DESACTIVADA
BANKSEL PORTB
BCF PORTB,0
;=====
;===== LOOP =====
HOME
CALL SHOWRESULT
GOTO HOME
;=====

;-----
; SUBROUTINAS
;-----
;##### SHOW RESULT #####
SHOWRESULT
BTFSZ ESTADO,0
GOTO ESTADOAPAGADO ; SI ESTA EN CERO, ESTADO = OFF, IR A
ESTADOAPAGADO
BSF PORTB,0
RETURN
ESTADOAPAGADO
BCF PORTB,0
RETURN
;##### ADC #####
ADC
BCF RCSTA, CREN ; DESABILITA RECEPCION
BCF INTCON, GIE ; DESABILITA INTERRUPTOS
BANKSEL ADCON0
MOVLW B'10000001'
MOVWF ADCON0 ;ENCIENDE EL MODULO A/D, CHANNEL 0
MOVLW .10
MOVWF WAITCONVERSION
DECFSZ WAITCONVERSION,1 ; TIEMPO DE ADQUISICION
GOTO $-1
BSF ADCON0,2

```

```

BTFC ADCON0, 2 ; "POLEA" HASTA QUE HAYA TERMINADO LA
CONVERSION
GOTO $-1
BANKSEL ADRESH
MOVFW ADRESH
MOVWF DACDATAH ; OBTIENE EL VALOR "HIGH" CALCULADO
CALL SENDDACDATA
RETURN
;##### SEND DAC DATA #####
SENDDACDATA
BTFFS DACDATAH,7
GOTO H7
GOTO I7
H7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO J7
I7 CALL TRANSMITBIN1
J7 BTFFS DACDATAH,6
GOTO K7
GOTO L7
K7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO M7
L7 CALL TRANSMITBIN1
M7 BTFFS DACDATAH,5
GOTO N7
GOTO Ñ7
N7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO O7
Ñ7 CALL TRANSMITBIN1
O7 BTFFS DACDATAH,4
GOTO P7
GOTO Q7
P7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO R7

Q7 CALL TRANSMITBIN1
R7 BTFFS DACDATAH,3
GOTO S7
GOTO T7
S7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO U7
T7 CALL TRANSMITBIN1
U7 BTFFS DACDATAH,2

```

```

GOTO V7
GOTO W7
V7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO X7
W7 CALL TRANSMITBIN1
X7 BTFSS DACDATAH,1
GOTO Y7
GOTO Z7
Y7 CALL TRANSMITBIN0
GOTO AA
Z7 CALL TRANSMITBIN1
AA BTFSS DACDATAH,0
GOTO AB
GOTO AC
AB CALL TRANSMITBIN0
RETURN
AC CALL TRANSMITBIN1
RETURN
;#####
#####
TRANSMITBIN0
MOVLW a'0'
MOVWF CHARTOSEND
CALL TRANSMIT
RETURN
TRANSMITBIN1
MOVLW a'1'
MOVWF CHARTOSEND
CALL TRANSMIT
RETURN
;##### TRANSMISION SERIAL: #####
TRANSMIT
BCF STATUS,RP1
BSF STATUS,RP0 ;banco1
BSF TXSTA,TXEN ;SE INICIA LA TRANSMICION
BCF STATUS,RP1
BCF STATUS,RP0 ;banco0
BTFSS PIR1,TXIF
GOTO $-1
MOVWF CHARTOSEND
MOVWF TXREG

```

```

RETURN
;===== FIN DEL PROGRAMA =====
END

```

9.6.Historia de los materiales piezoeléctricos.

9.6.1. En 1758, Carl Wilcke descubrió que los materiales dieléctricos están polarizados, este descubrimiento se dio tan temprano que se perdió [51].

9.6.2. El jaro de Leyden, una primera versión de un capacitor, fue descrito por Van Musschen-brock alrededor de 1750 [51].

9.6.3. En 1837, Faraday demostró la influencia de un material dieléctrico en el fenómeno electrostático [51].

9.6.4. El efecto piezoeléctrico en cristales naturales (sal rochelle, tourmalina y cuarzo) fue descubierto en 1880 por los hermanos Jaques y Pierre Curie. Ellos pudieron establecer que ciertos cristales se polarizan eléctricamente en diferentes maneras bajo una carga o deformación mecánica, y viceversa. Más específicamente descubrieron que el cuarzo cambia sus dimensiones cuando es sometido a un campo eléctrico y, viceversa, genera una carga eléctrica cuando es deformado mecánicamente [50] [51].

9.6.5. La utilización tecnológica de materiales dieléctricos aun es un problema. Se empezó a desarrollar con mayor rapidez después de avances críticos en la industria de la cerámica. Antes de la Primera Guerra Mundial, investigadores descubrieron que ciertos materiales cerámicos pueden ser convertidos en piezoeléctricos cuando son sometidos a un voltaje de polarización alto. Este es un proceso análogo a magnetizar material ferroso [50] [51].

9.6.6. Los primeros usos prácticos del efecto piezoeléctrico fueron guiados por aplicaciones militares. Una de las primeras aplicaciones prácticas de la tecnología fue hecha en la década del los años 20 por el francés Langevin, quien desarrolló un

transmisor de cuarzo y receptor para sonidos debajo del agua, es decir el primer SONAR [50] [51].

9.6.7. El avance triunfal en la utilización de cerámicas piezoeléctricas comenzó con el descubrimiento de las propiedades piezo-ferroeléctricas del titanato de bario en 1945 por científicos estadounidenses y rusos, así como la síntesis de los primeros compuestos PZT(lead-zirconate-titanete) (Titanato zirconato de plomo) en los 1950s [51].

9.6.8. Al cabo de los años 60s, los investigadores habían descubierto un efecto piezoeléctrico débil en los huesos y tendones de las ballenas. Este descubrimiento impulsó una investigación intensa para encontrar otros materiales orgánicos que exhibieran piezoelectricidad [50].

9.6.9. En 1969, Kawai encontró alta piezo-actividad en el fluopolimero polarizado, Polifluoruro de vinilideno (PVDF). Mientras otros materiales, como el nylon y fluopolimero PVC, también exhiben el efecto, ninguno lo exhibe tanto como el PVDF y sus copolímeros [50].

9.7. Resultados de las pruebas preliminares del sistema sensorial de fuerza y contacto en las puntas de los dedos.

A continuación se presentan los resultados completos de las pruebas realizadas del sistema sensorial con sensores FSR. En esta sección se encuentran las tablas de resultados completas, así como los gráficos de interés para cada una de las pruebas y el promedio de las pruebas realizadas. Por último, también se encuentran en cada una de las graficas las regresiones encontradas. Estas son las mismas que se presentan en la sección de resultados (6.2.1.2).

9.7.1. Resultados de la primer prueba.

Tabla 25. Resultados de la primer prueba del sensor FSR con un circuito amplificador no inversor. El valor de resistencia fija utilizada fue de $25k\Omega$.

Vref= 4.72V		Vref/2=2.36V		Valor teórico de la resistencia del sensor (Ω)
Masa (g)	Vs (V)	Vs-Vref/2 (V)		
		Teórico	Experimental	
51.2	2.67	0.31	0.32	190,322.58
56.2	2.92	0.56	0.64	105,357.14
61.2	3	0.64	0.72	92,187.50
66.2	3.16	0.8	0.88	73,750.00
71.2	3.28	0.92	0.92	64,130.43
76.2	3.34	0.98	1.04	60,204.08
81.2	3.4	1.04	1.08	56,730.77
86.2	3.48	1.12	1.16	52,678.57
91.2	3.56	1.2	1.2	49,166.67
96.2	3.56	1.2	1.24	49,166.67
101.2	3.64	1.28	1.36	46,093.75
106.2	3.72	1.36	1.44	43,382.35
111.2	4	1.64	1.76	35,975.61
116.2	4.16	1.8	1.88	32,777.78
121.2	4.24	1.88	1.92	31,382.98
126.2	4.32	1.96	1.96	30,102.04
131.2	4.52	2.16	2.2	27,314.81
136.2	4.56	2.2	2.24	26,818.18
141.2	4.6	2.24	2.28	26,339.29
146.2	4.64	2.28	2.32	25,877.19
151.2	4.64	2.28	2.28	25,877.19
156.2	4.64	2.28	2.28	25,877.19
161.2	4.64	2.28	2.28	25,877.19

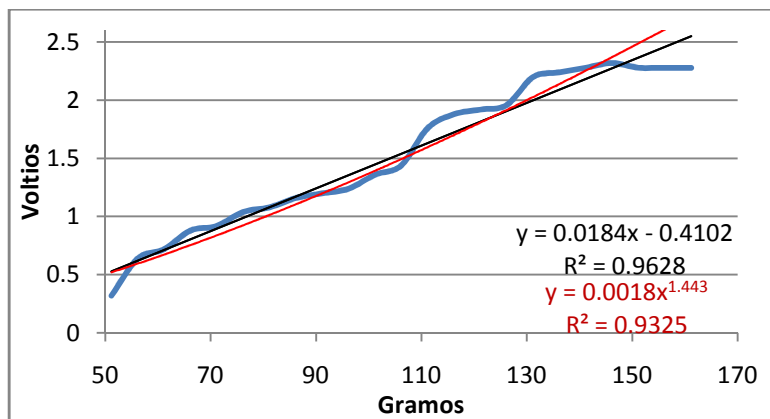


Figura 246. Prueba 1, Masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

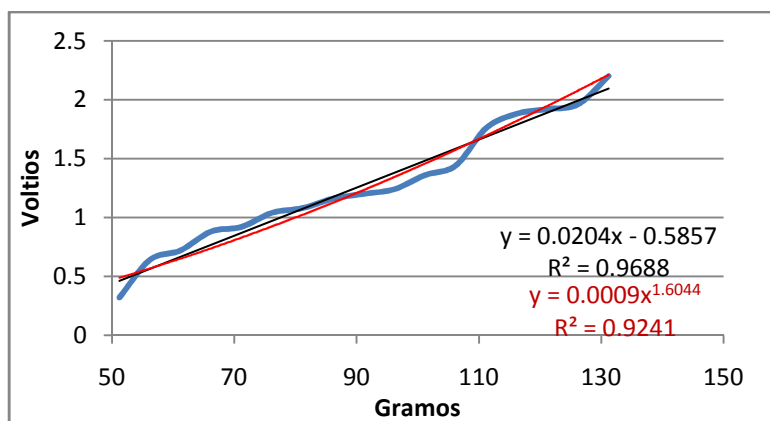


Figura 247. Prueba 1, Masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación. Regresión lineal y de potencia.

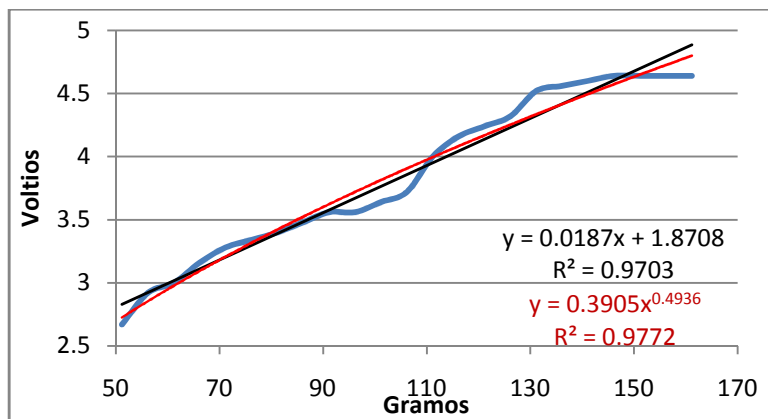


Figura 248. Prueba 1, Masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

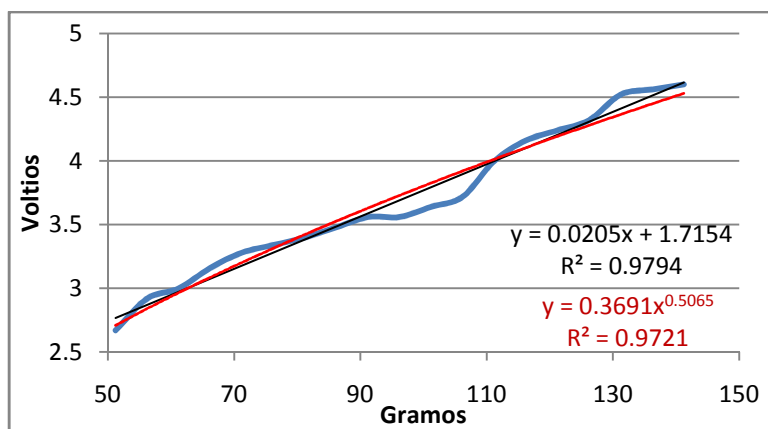


Figura 249. Prueba 1, Masa vrs salida de voltaje. Sin saturación. Regresión lineal y de potencia.

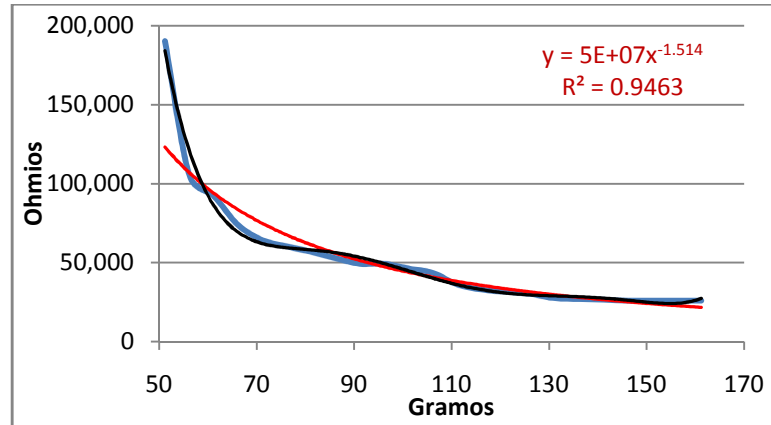


Figura 250. Prueba 1, Masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor. Regresión polinomial grado 6 y de potencia.

La ecuación para la regresión polinomial y si respectivo R^2 es:

$$y = 5E-06x^6 - 0.0036x^5 + 1.0244x^4 - 151.36x^3 + 12323x^2 - 524465x + 9E+06 \quad R^2 = 0.987$$

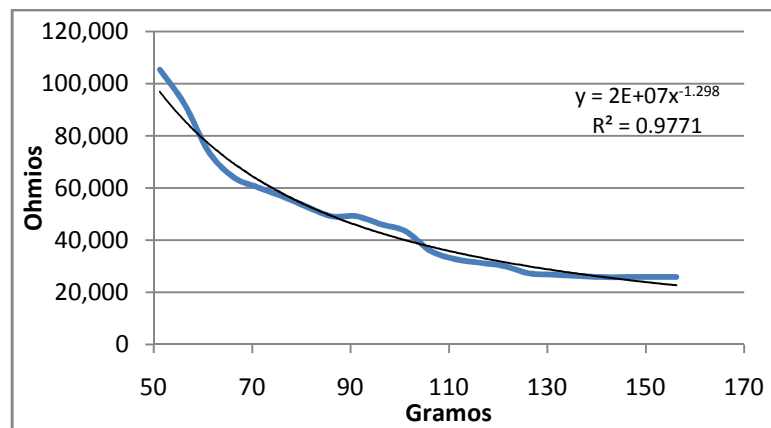


Figura 251. Masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor. Regresión de potencia.

9.7.2. Resultados de la segunda prueba.

Tabla 26. Resultados de la segunda prueba del sensor FSR con un circuito amplificador no inversor. El valor de resistencia fija utilizada fue de 25k Ω .

Vref= 5.04V		Vref/2=2.52V		Valor teórico de la resistencia del sensor (Ω)
Masa (g)	Vs (V)	Vs-Vref/2 (V)		
		Teórico	Experimental	
51.2	2.84	0.32	0.32	196,875.00
56.2	3	0.48	0.56	131,250.00
61.2	3.16	0.64	0.64	98,437.50
66.2	3.28	0.76	0.8	82,894.74
71.2	3.32	0.8	0.88	78,750.00
76.2	3.56	1.04	1.12	60,576.92
81.2	3.8	1.28	1.36	49,218.75
86.2	3.96	1.44	1.48	43,750.00
91.2	4.12	1.6	1.6	39,375.00
96.2	4.16	1.64	1.64	38,414.63
101.2	4.24	1.72	1.72	36,627.91
106.2	4.4	1.88	1.88	33,510.64
111.2	4.44	1.92	1.96	32,812.50
116.2	4.6	2.08	2.12	30,288.46
121.2	4.8	2.28	2.28	27,631.58
126.2	4.88	2.36	2.36	26,694.92
131.2	4.92	2.4	2.44	26,250.00
136.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67
141.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67
146.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67
151.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67
156.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67
161.2	4.96	2.44	2.44	25,819.67

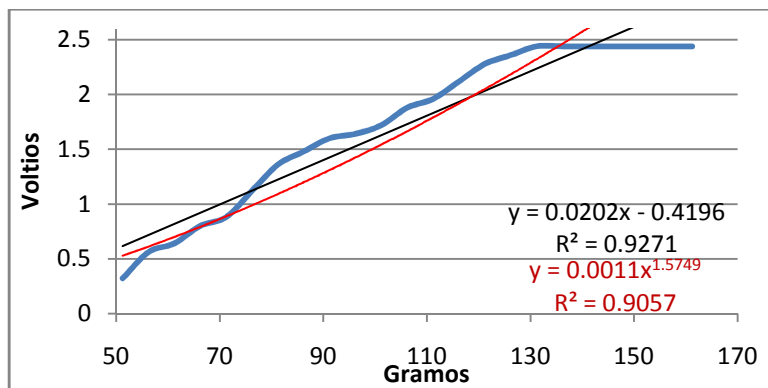


Figura 252. Prueba 2, Masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

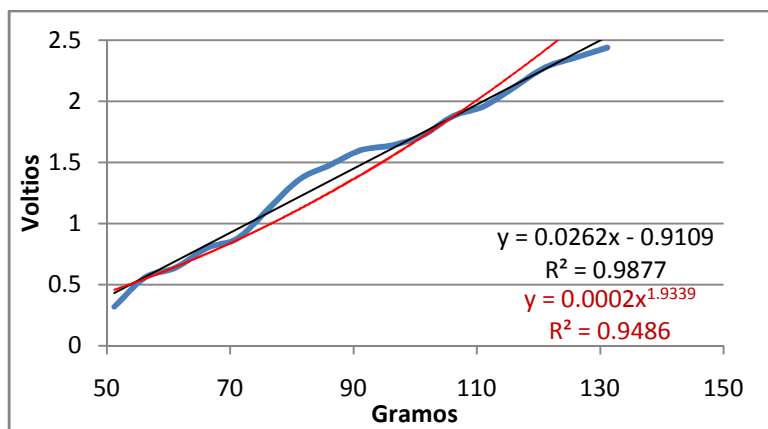


Figura 253. Prueba 2, Masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación. Regresión lineal y de potencia.

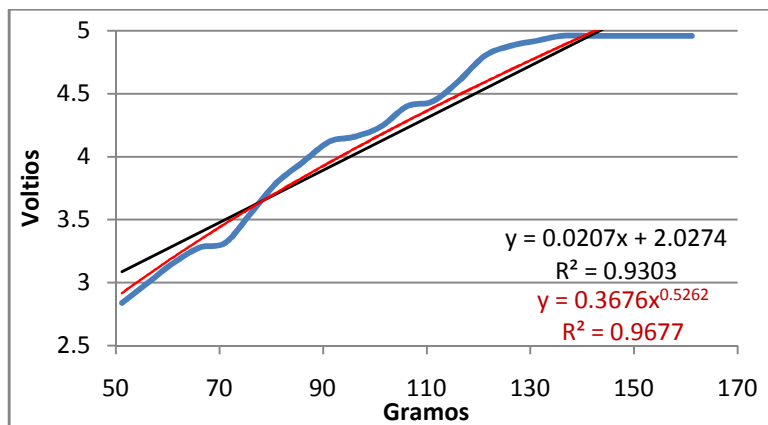


Figura 254. Prueba 2, Masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

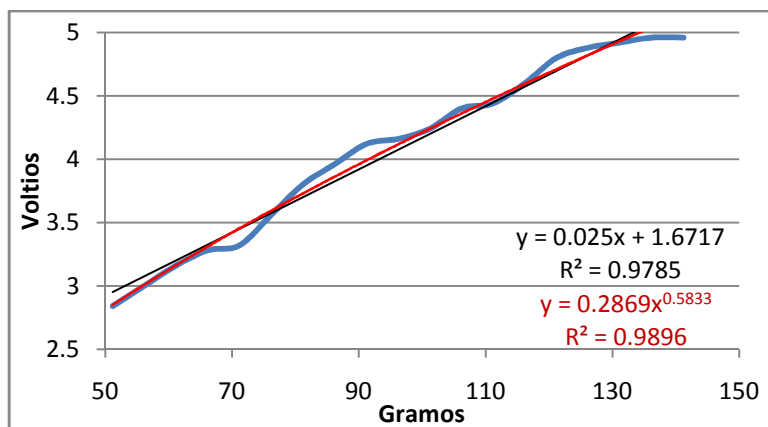


Figura 255. Prueba 2, Masa vrs salida de voltaje. Sin saturación. Regresión lineal y de potencia.

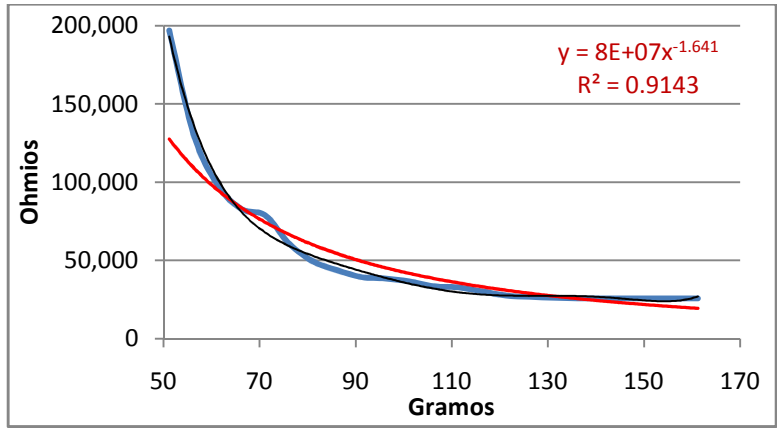


Figura 256. Prueba 2, masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor. Regresión polinomial y de potencia.

La ecuación para la regresión polinomial y si respectivo R² es:

$$y = 4E-06x^6 - 0.0024x^5 + 0.673x^4 - 98.929x^3 + 8075x^2 - 348717x + 6E+06 \quad R^2 = 0.9931$$

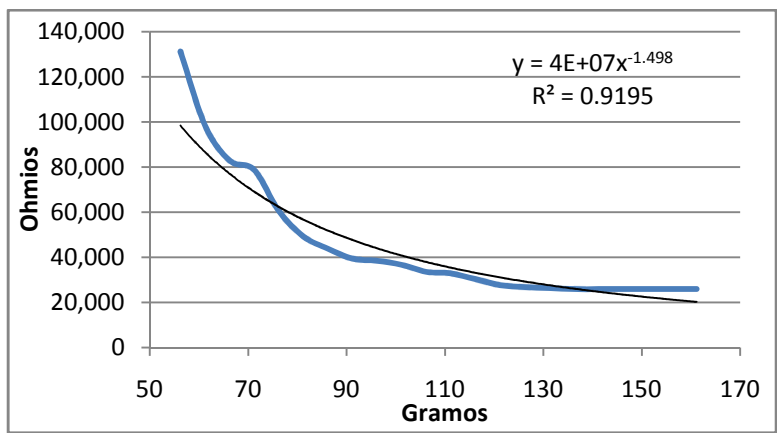


Figura 257. Prueba 2, Masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor. Regresión de potencia.

9.7.3. Resultado del promedio de las dos pruebas.

Tabla 27. Resultados promedio de las pruebas con el sensor FSR con un circuito amplificador no inversor. El valor de resistencia fija utilizado fue de $25k\Omega$.

Masa (g)	Vs (V)	Vref= 4.88V	Vref/2=2.44V	Valor teórico de la resistencia del sensor (Ω)
		Vs-Vref/2 (V)		
		Promedio		
51.2	2.76	0.32		190,625.00
56.2	3.04	0.6		101,666.67
61.2	3.12	0.68		89,705.88
66.2	3.28	0.84		72,619.05
71.2	3.34	0.9		67,777.78
76.2	3.52	1.08		56,481.48
81.2	3.66	1.22		50,000.00
86.2	3.76	1.32		46,212.12
91.2	3.84	1.4		43,571.43
96.2	3.88	1.44		42,361.11
101.2	3.98	1.54		39,610.39
106.2	4.1	1.66		36,746.99
111.2	4.3	1.86		32,795.70
116.2	4.44	2		30,500.00
121.2	4.54	2.1		29,047.62
126.2	4.6	2.16		28,240.74
131.2	4.76	2.32		26,293.10
136.2	4.78	2.34		26,068.38
141.2	4.8	2.36		25,847.46
146.2	4.82	2.38		25,630.25
151.2	4.8	2.36		25,847.46
156.2	4.8	2.36		25,847.46
161.2	4.8	2.36		25,847.46

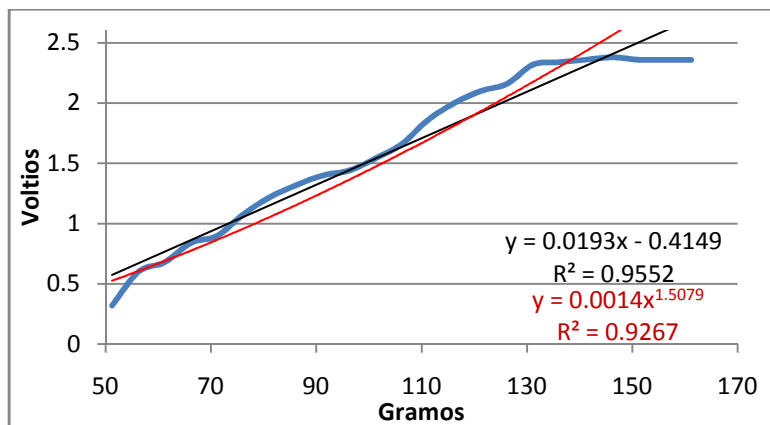


Figura 258. Promedio, Masa vrs diferencia de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

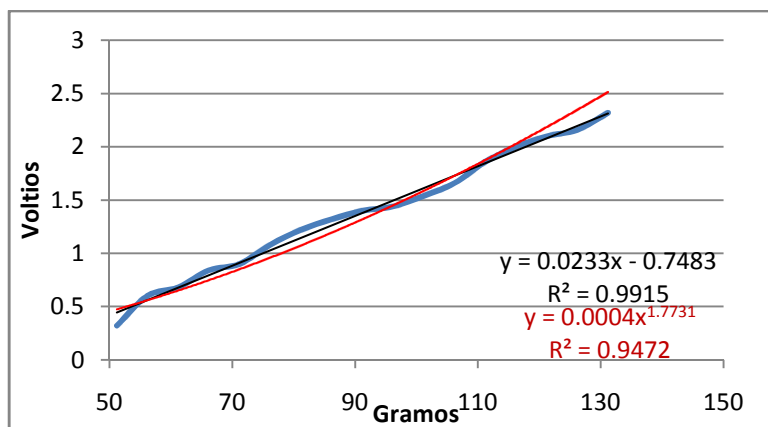


Figura 259. Promedio, Masa vrs diferencia de voltaje. Sin área de saturación. Regresión lineal y de potencia.

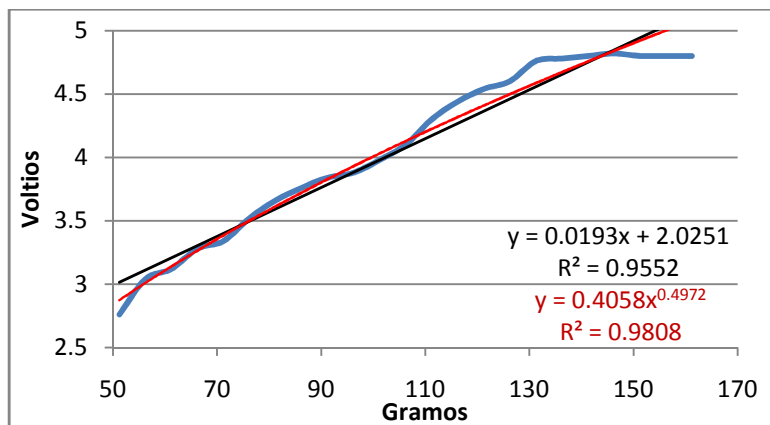


Figura 260. Promedio, Masa vrs salida de voltaje. Con área de saturación incluida. Regresión lineal y de potencia.

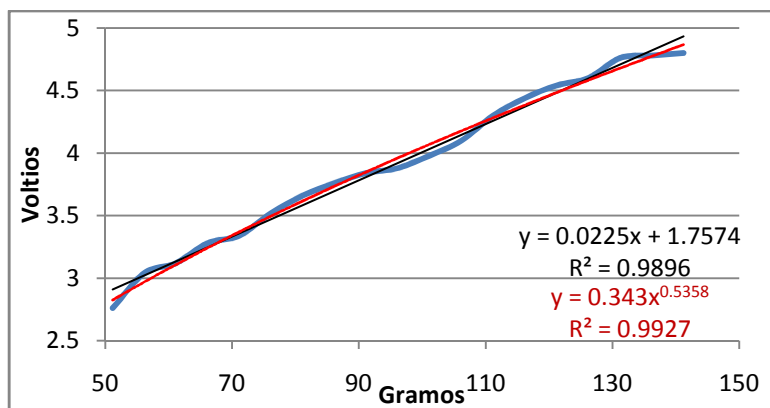


Figura 261. Promedio, Masa vrs salida de voltaje. Sin saturación. Regresión lineal y de potencia.

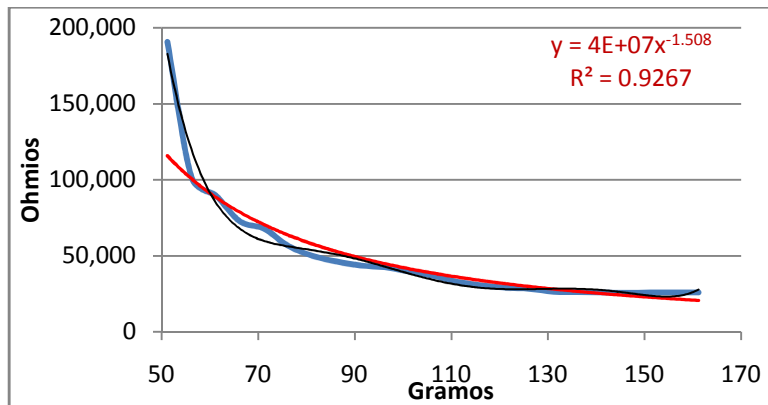


Figura 261. Promedio, Masa vrs resistencia calculada del sensor. Con región de interruptor. Regresión polinomial y de potencia.

La ecuación para la regresión polinomial y si respectivo R^2 es:

$$y = 6E-06x^6 - 0.004x^5 + 1.1157x^4 - 162.26x^3 + 13015x^2 - 546529x + 9E+06 \quad R^2 = 0.981$$

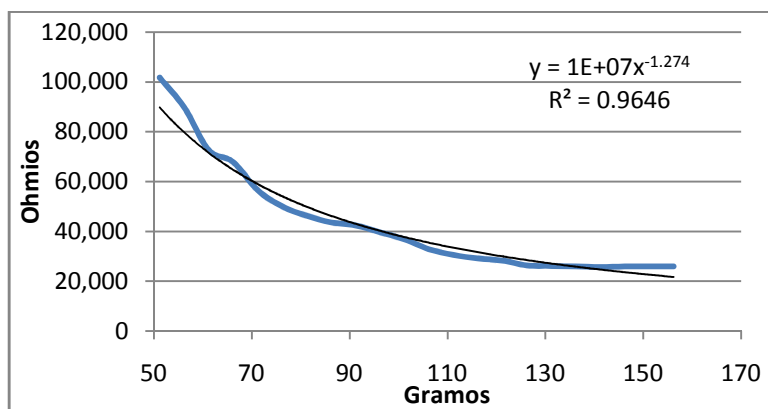


Figura 263. Promedio, Masa vrs resistencia calculada del sensor. Sin región de interruptor. Regresión de potencia.

9.8. Resultados completos de las pruebas del sistema sensorial de fuerza y contacto.

A continuación se presentan los resultados completos de las pruebas realizadas con el sistema sensorial de fuerza y contacto con sensores FSR dentro de la estructura del dedo.

En esta sección se encuentran las tablas de resultados completas, así como los gráficos de interés para cada uno de los cinco dedos de la prótesis. Por último, también se encuentran en cada una de las graficas las regresiones encontradas. Éstas son las mismas que se presentan en la sección de resultados (6.4.2.1.1.3).

9.8.1. Pruebas realizadas con el dedo 1.

Tabla 28. Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #1.

Vref= 5.04V	R utilizada= 11k Ω		Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)
Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)			
0	0	2.571	400	3.912	3.53
20	0.1956	2.571	420	4.1076	3.57
40	0.3912	2.576	440	4.3032	3.62
60	0.5868	2.615	460	4.4988	3.65
80	0.7824	2.67	480	4.6944	3.72
100	0.978	2.73	500	4.89	3.78
120	1.1736	2.79	520	5.0856	3.83
140	1.3692	2.83	560	5.4768	3.91
160	1.5648	2.88	600	5.868	3.99
180	1.7604	2.9	640	6.2592	4.1
200	1.956	3.01	680	6.6504	4.18
220	2.1516	3.06	720	7.0416	4.29
240	2.3472	3.14	760	7.4328	4.38
260	2.5428	3.21	800	7.824	4.45
280	2.7384	3.268	840	8.2152	4.53
300	2.934	3.305	880	8.6064	4.61
320	3.1296	3.36	920	8.9976	4.75
340	3.3252	3.43	960	9.3888	4.86
360	3.5208	3.46	1000	9.78	4.92
380	3.7164	3.49			

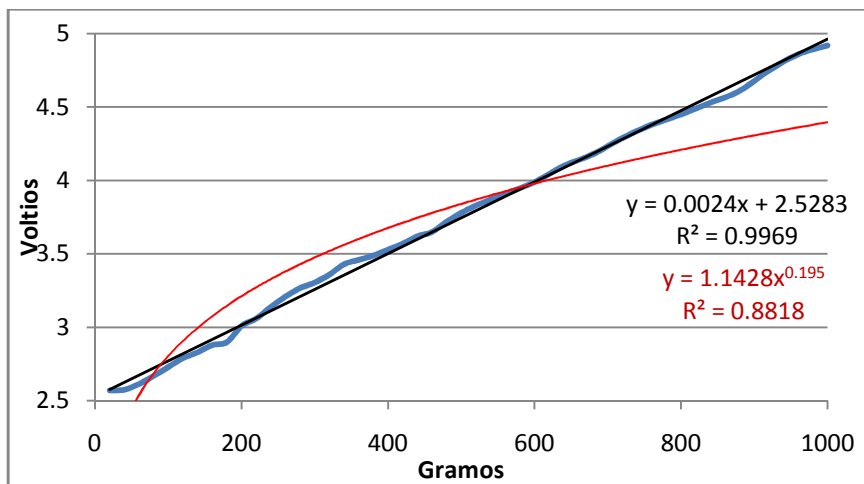


Figura 264. Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #1 con una resistencia de $11k\Omega$. Regresión lineal y de potencia.

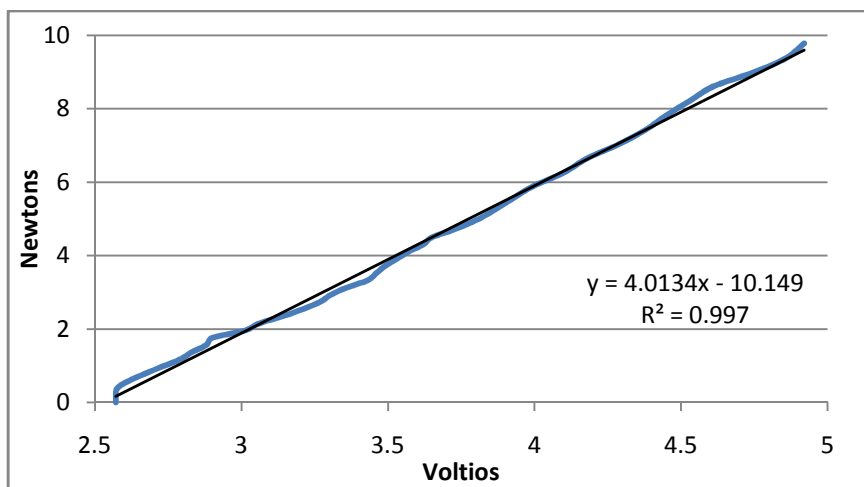


Figura 265. Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #1 con una resistencia de $11k\Omega$. Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático.

9.8.2. Pruebas realizadas con el dedo 2.

Tabla 29. Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #2.

Vref= 5.04V	R utilizada= 18.5k Ω		Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)
Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)			
0	0	2.611	400	3.912	3.77
20	0.1956	2.731	420	4.1076	3.838
40	0.3912	2.778	440	4.3032	3.873
60	0.5868	2.814	460	4.4988	3.933
80	0.7824	2.831	480	4.6944	3.973
100	0.978	2.909	500	4.89	4.03
120	1.1736	2.948	520	5.0856	4.1
140	1.3692	3	560	5.4768	4.17
160	1.5648	3.09	600	5.868	4.3
180	1.7604	3.164	640	6.2592	4.38
200	1.956	3.206	680	6.6504	4.44
220	2.1516	3.292	720	7.0416	4.5
240	2.3472	3.35	760	7.4328	4.59
260	2.5428	3.42	800	7.824	4.64
280	2.7384	3.445	840	8.2152	4.69
300	2.934	3.472	880	8.6064	4.77
320	3.1296	3.501	920	8.9976	4.83
340	3.3252	3.576	960	9.3888	4.89
360	3.5208	3.612	1000	9.78	4.95
380	3.7164	3.685			

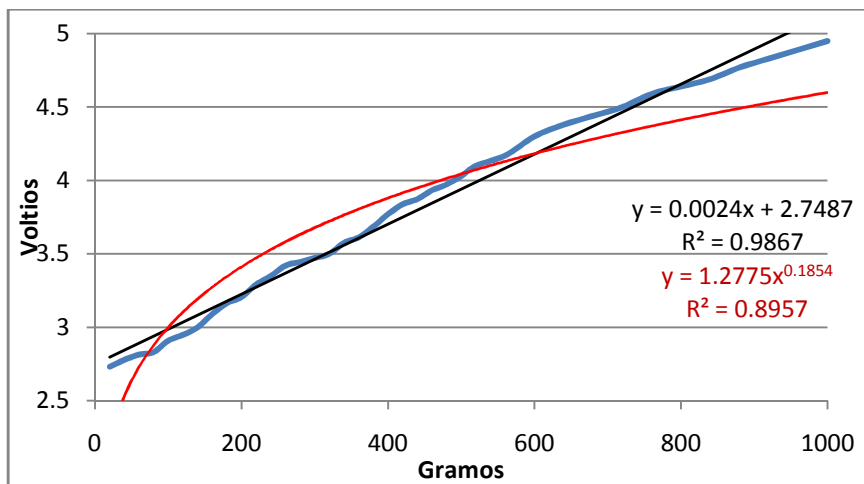


Figura 266. Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #2 con una resistencia de $18.5k\Omega$. Regresión lineal y de potencia.

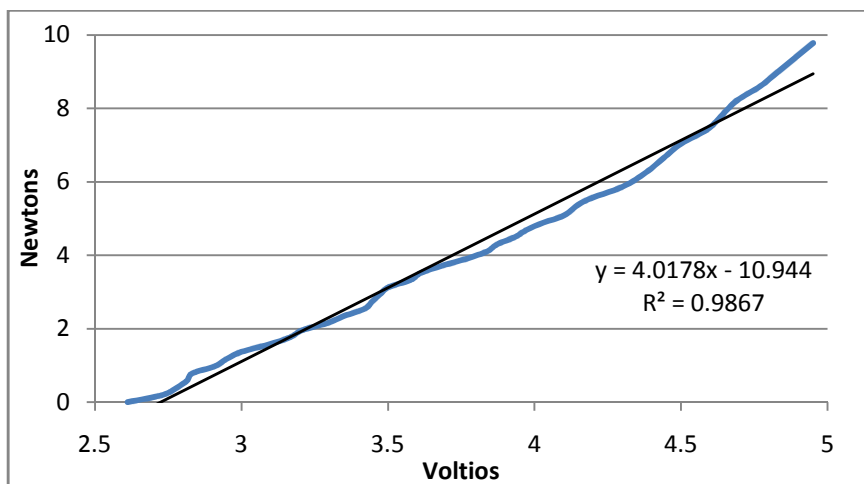


Figura 267. Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #2 con una resistencia de $18.5k\Omega$. Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático.

9.8.3. Pruebas realizadas con el dedo 3.

Tabla 30. Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #3.

Vref= 5.04V	R utilizada= 15k Ω		Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)
Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)			
0	0	3.02	400	3.91	4.04
20	0.1956	3.07	420	4.11	4.13
40	0.3912	3.081	440	4.30	4.17
60	0.5868	3.15	460	4.50	4.23
80	0.7824	3.17	480	4.69	4.25
100	0.978	3.203	500	4.89	4.27
120	1.1736	3.266	520	5.09	4.33
140	1.3692	3.291	560	5.48	4.39
160	1.5648	3.353	600	5.87	4.44
180	1.7604	3.4	640	6.26	4.49
200	1.956	3.485	680	6.65	4.55
220	2.1516	3.516	720	7.04	4.58
240	2.3472	3.574	760	7.43	4.7
260	2.5428	3.619	800	7.82	4.8
280	2.7384	3.662	840	8.22	4.87
300	2.934	3.72	880	8.61	4.93
320	3.1296	3.786	920	9.00	4.97
340	3.3252	3.833	960	9.39	4.99
360	3.5208	3.88	1000	9.78	5.03
380	3.7164	3.93			

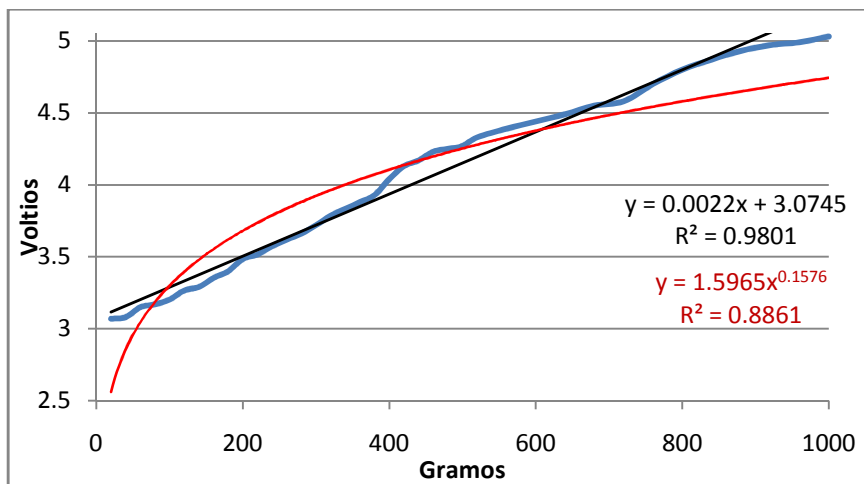


Figura 268. Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #3 con una resistencia de $15k\Omega$. Regresión lineal y de potencia.

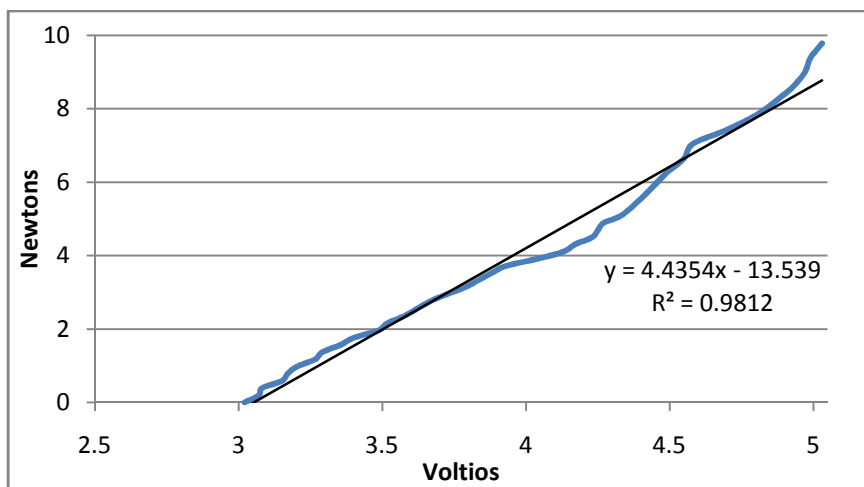


Figura 269. Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #3 con una resistencia de $15k\Omega$. Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático.

9.8.4. Pruebas realizadas con el dedo 4.

Tabla 31. Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #4.

Vref= 5.04V	R utilizada= 18.5k Ω		Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)
Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)			
0	0	2.57	400	3.912	3.824
20	0.1956	2.587	420	4.1076	3.87
40	0.3912	2.602	440	4.3032	3.93
60	0.5868	2.625	460	4.4988	4
80	0.7824	2.684	480	4.6944	4.05
100	0.978	2.797	500	4.89	4.1
120	1.1736	2.847	520	5.0856	4.15
140	1.3692	2.938	560	5.4768	4.25
160	1.5648	2.964	600	5.868	4.33
180	1.7604	3.01	640	6.2592	4.45
200	1.956	3.059	680	6.6504	4.54
220	2.1516	3.106	720	7.0416	4.68
240	2.3472	3.162	760	7.4328	4.76
260	2.5428	3.245	800	7.824	4.85
280	2.7384	3.301	840	8.2152	4.94
300	2.934	3.345	880	8.6064	5.02
320	3.1296	3.427	920	8.9976	5.03
340	3.3252	3.504	960	9.3888	5.03
360	3.5208	3.647	1000	9.78	5.03
380	3.7164	3.735			

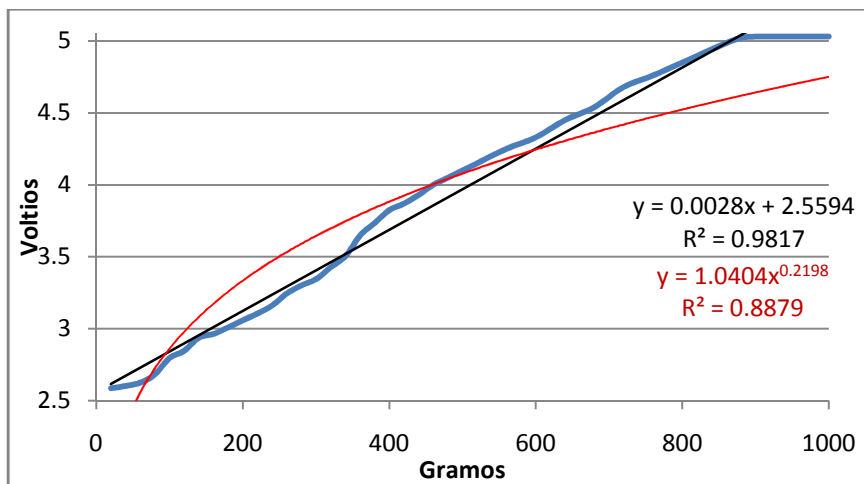


Figura 270. Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #4 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal y de potencia.

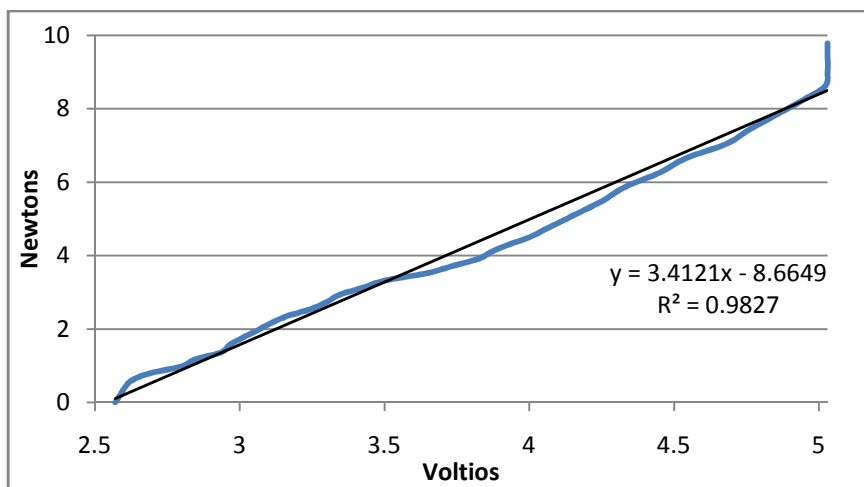


Figura 271. Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #4 con una resistencia de 18.5k Ω . Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático.

9.8.5. Pruebas realizadas con el dedo 5.

Tabla 32. Resultados de las pruebas del sistema con los sensores dentro de la estructura para el dedo #5.

Vref= 5.04V	R utilizada= 25k Ω		Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)
Masa (g)	Fuerza (N)	Vs (V)			
0	0	3.05	400	3.91	3.97
20	0.1956	3.081	420	4.11	4.03
40	0.3912	3.112	440	4.30	4.07
60	0.5868	3.221	460	4.50	4.14
80	0.7824	3.286	480	4.69	4.19
100	0.978	3.347	500	4.89	4.22
120	1.1736	3.368	520	5.09	4.26
140	1.3692	3.395	560	5.48	4.32
160	1.5648	3.423	600	5.87	4.37
180	1.7604	3.449	640	6.26	4.42
200	1.956	3.479	680	6.65	4.47
220	2.1516	3.531	720	7.04	4.56
240	2.3472	3.638	760	7.43	4.67
260	2.5428	3.674	800	7.82	4.79
280	2.7384	3.707	840	8.22	4.86
300	2.934	3.77	880	8.61	4.9
320	3.1296	3.81	920	9.00	4.97
340	3.3252	3.86	960	9.39	5.03
360	3.5208	3.93	1000	9.78	5.03
380	3.7164	3.95			

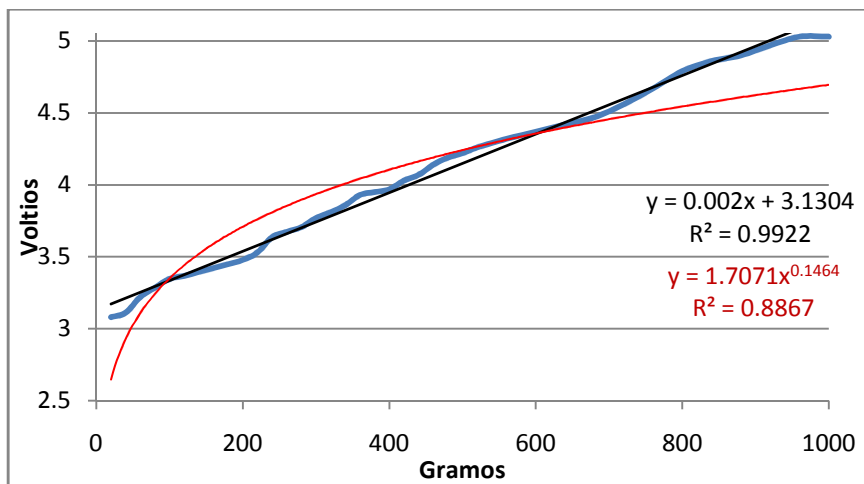


Figura 272. Respuesta, gramos vrs voltios, del sistema del dedo #5 con una resistencia de $25k\Omega$. Regresión lineal y de potencia.

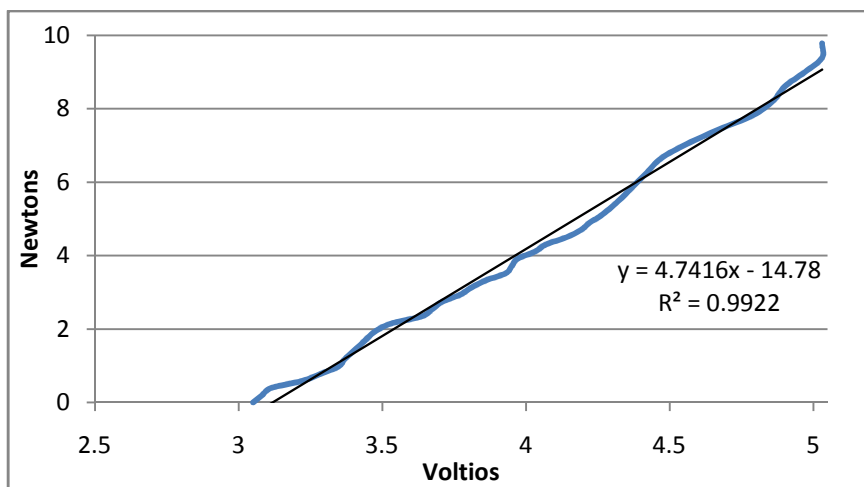


Figura 273. Respuesta, voltios vrs newtons, del sistema del dedo #5 con una resistencia de $25k\Omega$. Regresión lineal que será utilizada como modelo matemático.

9.9. Diagrama del circuito

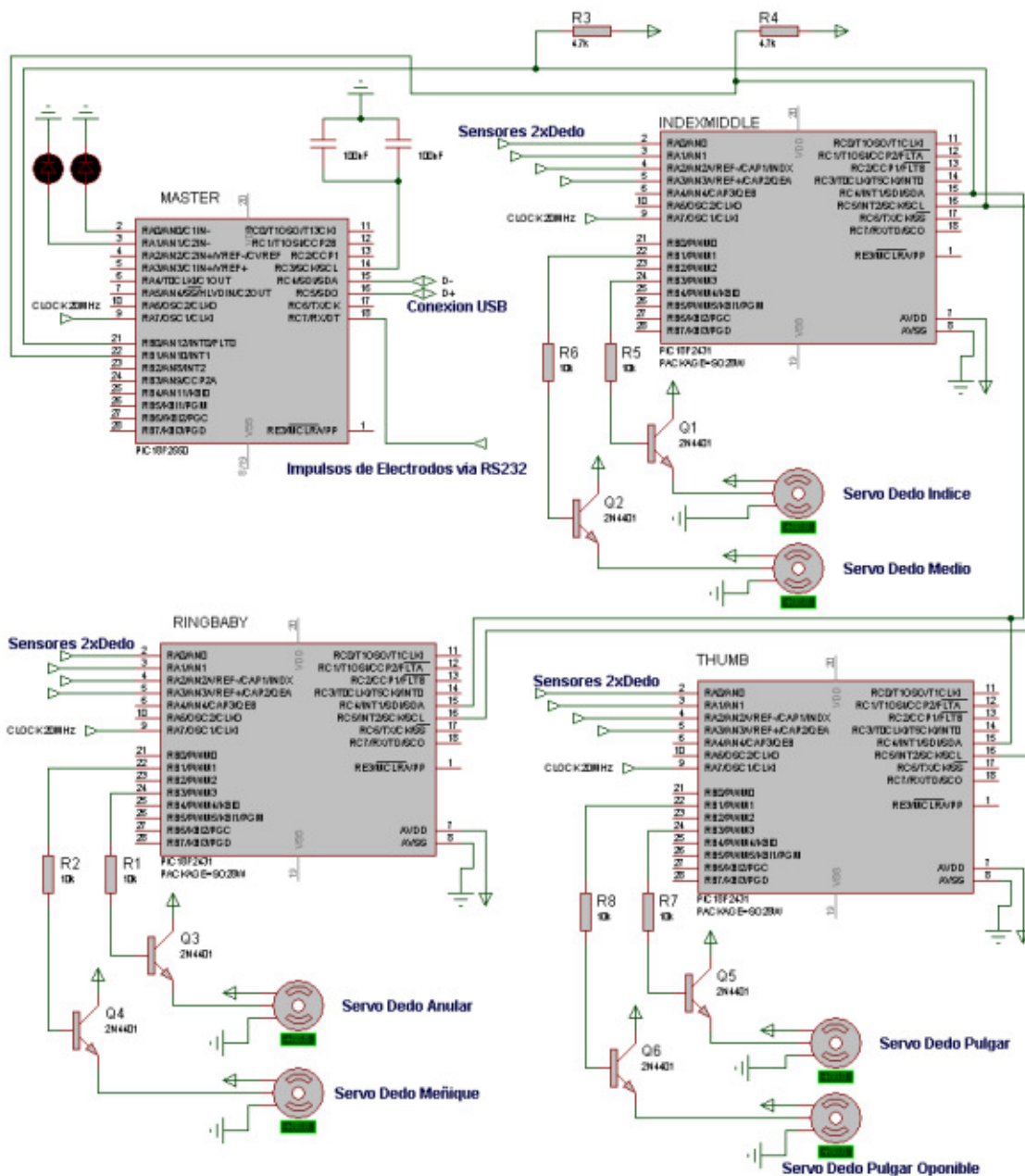


Figura 274. Diagrama del circuito de control

9.10. Código PIC Maestro

```

unsigned char dataReceived =0;
unsigned short temp =0;
unsigned char command,command2;
unsigned char changeDuty=0;
unsigned char k,i;
unsigned char userWR_buffer[64], userRD_buffer[64];
char valor=1;

//*****
// Main Interrupt Routine
//*****
void interrupt()
{
    HID_InterruptProc();

}
//*****

//-----
void initMain()
{
    PORTB=0;
    TRISB=0;
    PORTA=0;
    TRISA=0B00001100;
    PORTC=0;
    CMCON=0x07;    //Comparator OFF
    ADCON1=0B00001111; //ALL pins digital

    //-----
    // Disable all interrupts
    //-----
    INTCON = 0;    // Disable GIE, PEIE, TMR0IE,INT0IE,RBIE
    INTCON2 = 0xF5;
    INTCON3 = 0xC0;
    RCON.IPEN = 0;    // Disable Priority Levels on interrupts
    PIE1 = 0;
    PIE2 = 0;
    PIR1 = 0;
    PIR2 = 0;

    I2C_Init(100000);
    Usart_Init(9600);

```

```

}
//-----
//Configuracion Direccion de Esclavos
//-----
const addressIM = 16;    //Dir de dedos Index y Middle
const Index=0;          // Dirección del Index en addressIM
const Middle = 1;       // Dirección del Middle en addressIM
const addressRB = 14;   //Dir de dedos Ring y Baby
const Ring=0;           // Dirección del Ring en addressRB
const Baby = 1;         // Dirección del Baby en addressRB
const addressT = 12;    //Dir del Thumb
const Thumb1=0;         // Dirección del Thumb1 en addressT
const Thumb2 = 1;       // Dirección del Opposing Thumb2 en addressT

void Send (unsigned char dataToSend, unsigned char address)
{
    //Manda la señal de inicio para tomar la linea de datos del bus
    I2C_Start ();
    //Manda a escribir la address a la cual se esta dirigiendo
    I2C_Wr (address);
    //Tiempo de espera en lo que recibe el Acknowledgd
    delay_ms (20);
    //Manda a escribir los datos que le quiere escribir
    I2C_Wr (dataToSend);
    //Tiempo de espera en lo que recibe el Acknowledgd
    delay_ms (20);
    //Manda la señal de inicio para liberar la linea de datos del bus
    I2C_Stop ();
}

unsigned short Read (unsigned char dataToSend, unsigned char address)
{
    unsigned char getData;

    //Manda la señal de inicio para tomar la linea de datos del bus
    I2C_Start ();
    //Manda a escribir la address a la cual se esta dirigiendo
    I2C_Wr (address);
    //Tiempo de espera en lo que recibe el Acknowledgd
    delay_ms (30);
    //Manda a escribir el dato para que sepa que se le va a leer despues
    I2C_Wr (dataToSend);
    //Tiempo de espera en lo que recibe el Acknowledgd
    delay_ms (30);
    //Manda la señal de inicio para liberar la linea de datos del bus
    I2C_Stop ();
}

```

```

//Inicializacion de la comunicacion I2C a una velocidad de 100kbps
I2C_Start ();
//Manda a escribir la address a la cual se esta dirigiendo
//especificando el ultimo bit como 1, que indica que va a leer
I2C_Wr (address + 1);
//Tiempo de espera en lo que recibe el Acknowledgd
delay_ms (30);
//Lee los datos que estan en el buffer y lo guarda en una variable
getData = I2C_Rd (0);
//Tiempo de espera en lo que manda el Not-Acknowledgd
delay_ms (30);
//Manda la señal de inicio para liberar la linea de datos del bus
I2C_Stop();
//Regresamos el valor que nos manda el esclavo
return getData;
}
void closeOpenFingers(){
    //Cierro Dedo x Dedo
    PORTA.RA1=~PORTA.RA1;
// Send(2+Baby,addressRB);
// Send(32,addressRB);
// Send(2+Ring,addressRB);
// Send(32,addressRB);

    Send(2+Index,addressIM);
    Send(32,addressIM);
    Send(2+Middle,addressIM);
    Send(32,addressIM);

    Send(2+Thumb1,addressIM);
    Send(32,addressIM);
    Send(2+Thumb2,addressIM);
    Send(32,addressIM);

    delay_ms(1000);

    //Abro Dedo x Dedo
// Send(2+Baby,addressRB);
// Send(8,addressRB);
// Send(2+Ring,addressRB);
// Send(8,addressRB);

    Send(2+Index,addressIM);
    Send(8,addressIM);
    Send(2+Middle,addressIM);
    Send(8,addressIM);

```

```

    Send(2+Thumb1,addressIM);
    Send(8,addressIM);
    Send(2+Thumb2,addressIM);
    Send(8,addressIM);

    delay_ms(300);
}
void preSetFingers(){
    PORTA.RA1=~PORTA.RA1;
}
void preSetCrazy(){
    PORTA.RA1=~PORTA.RA1;
    Send(0B11000000,addressT);
    delay_ms(200);
    Send(0B11000000,addressIM); //Abre Mano
// Send(0B11000000,addressRB);

    closeOpenFingers();
    //Cierro Thumb
    Send(2+Thumb1,addressT);
    Send(32,addressT);
    delay_ms(250);

    //Abro Thumb
    Send(2+Thumb1,addressT);
    Send(8,addressT);
    delay_ms(250);

    closeOpenFingers();
    delay_ms(150);
}
void preSetClaw(){
    PORTA.RA1=~PORTA.RA1;
    //Open Index
    Send(2+Index,addressIM);
    Send(8,addressIM);
    //Cierro Middle
    Send(2+Middle,addressIM);
    Send(32,addressIM);
// Send(0B10000000,addressRB);//Cierro Baby y Ring

    //Abro Thumb2
    Send(2+Thumb2,addressT);
    Send(8,addressT);

```

```

//Cierro Thumb1
Send(2+Thumb1,addressT);
Send(32,addressT);

delay_ms(500);
Send(0B10000000,addressIM); //Cierra Index para el Grip
delay_ms(200);
}

void executeAction(unsigned char whatAction){
PORTA.RA0=~PORTA.RA0;
if (changeDuty==0){
switch (whatAction) {
case 'Z': Send(0B00001010+Index,addressIM);break; //Index Cierro
case 'X': Send(0B00001010+Thumb1,addressT);break; //Thumb Cierro Thumb1
case 'N': Send(0B00001010+Thumb2,addressT);break; //Cierro Opp Thumb2
case 'C': Send(0B00001010+Middle,addressIM);break; //Middle Cierro
case 'V': Send(0B00001010+Ring,addressRB);break; //Ring Cierro
case 'B': Send(0B00001010+Baby,addressRB);break; //Baby Cierro

case 'A': Send(0B00000100+Index,addressIM);break; //Index Abro
case 'S': Send(0B00000100+Thumb1,addressT);break; //Thumb1 Abro
case 'M': Send(0B00000100+Thumb2,addressT);break; //Op Thumb2 Abro
case 'D': Send(0B00000100+Middle,addressIM);break; //Middle Abro
case 'F': Send(0B00000100+Ring,addressRB);break; //Ring Abro
case 'G': Send(0B00000100+Baby,addressRB);break; //Baby Abro

case 'Y': dataReceived = Read(0B00010000+Index,addressIM);//Leo Index
userWR_buffer[0] = dataReceived;
while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));
break;
case 'T': dataReceived = Read(0B00010000+Middle,addressIM);//Leo Middle
userWR_buffer[0] = dataReceived;
while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));
break;
case 'U': dataReceived = Read(0B00010000+Thumb1,addressT);//Leo Thumb1
userWR_buffer[0] = dataReceived;
while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));
break;
case 'J': dataReceived = Read(0B00010000+Thumb2,addressT);//Leo Thumb2
userWR_buffer[0] = dataReceived;
while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));
break;
case 'O': dataReceived = Read(0B00010000+Ring,addressRB);//Leo Ring
userWR_buffer[0] = dataReceived;
while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));

```

```

        break;
    case 'P': dataReceived = Read(0B00010000+Baby,addressRB);//Leo Baby
        userWR_buffer[0] = dataReceived;
        while (!HID_Write(&userWR_buffer, 1));
        break;

    case 'R': preSetClaw();break; //Posicion de Claw
    case 'T': preSetCrazy();break; //Go Crazy Demo2
    case 'H': preSetFingers();break; //Demo1
    case 'W': Send(0B10000000,addressIM); //Cierra Mano
        delay_ms(500);
        // Send(0B10000000,addressRB);
        Send(0B10000000,addressT);
        break;
    case 'Q': Send(0B11000000,addressIM); //Abre Mano
        delay_ms(50);
        //Send(0B11000000,addressRB);
        delay_ms(50);
        Send(0B11000000,addressT);
        break;
    case 'E': Send(0B11100000,addressIM); //Señala
        delay_ms(50);
        //Send(0B11100000,addressRB);
        delay_ms(50);
        Send(0B11100000,addressT);
        break;

    case '8': changeDuty=1;Send(2+Index,addressIM);break;
    case '9': changeDuty=2;Send(2+Middle,addressIM);break;
}
} else if (changeDuty==1) { Send(whatAction,addressIM);changeDuty=0;}
else if (changeDuty==2) { Send(whatAction,addressIM);changeDuty=0;}
}
void checkUsart(){
    if (Usart_Data_Ready()){
        command2=Usart_Read();
        PORTA.RA1=~PORTA.RA1;

        switch (command2){
            //Cierra Mano GRIP
            case '1': PORTA.RA0=~PORTA.RA0;
                // Send(0B11000000,addressT); //Abre Primero Thumb
                delay_ms(500);
                Send(0B10000000,addressIM);
                // Send(0B10000000,addressRB);
                delay_ms(500);

```

```

        Send(0B10000000,addressT);
        break;
//Señala
case '3': Send(0B10000000,addressT); //Abre primero thumb
        delay_ms(200);
        Send(0B10000100,addressIM);
        //Send(0B10000100,addressRB);
        Send(0B10000100,addressT);break;
//3 Finger Grip
case '5'://0B00000011:
        Send(0B10000000,addressT); //Abre primero thumb
        delay_ms(200);
        Send(0B10000001,addressIM);
        //Send(0B10000001,addressRB);
        Send(0B10000001,addressT);break;
//Claw Grip
case '7'://0B00000011:
        Send(0B10000000,addressT); //Abre primero thumb
        delay_ms(200);
        Send(0B10000010,addressIM);
        //Send(0B10000010,addressRB);
        Send(0B10000010,addressT);break;
//Abre Mano, deja de señalar,
case '0':
case '2'://0B00000010:
case '4'://0B00000100:
case '6'://0B00000110:
        PORTA.RA0=~PORTA.RA0;
        Send(0B11000000,addressT);
        //delay_ms(500);
        Send(0B11000000,addressIM);
        //Send(0B11000000,addressRB);
        break;
    }
}

}
void checkUSB(){
    k=HID_Read(); //Cuantos Chars estan en el buffer de entrada
    i=0;
    while (i<k){
        command=userRD_buffer[i]; //Leo los Chars de entrada
        executeAction(command); //Veo que hacer con los Chars
        i++;
    }
}
}

```

```

void main(){
  initMain();
  HID_Enable(&userRD_buffer, &userWR_buffer);
  Delay_ms(1000); Delay_ms(1000);
  while (1){
    checkUsart();    //Impulsos provenientes de la Interfaz Humana
    checkUSB();     //Impulsos de la computadora
  }
  HID_Disable();
}

```

5. Código PIC Esclavo

```

#define maxDuty 33
#define minDuty 5
#define minIndex 32
#define maxIndex 8
#include "built_in.h"
//-----
const Finger = 16; //IndexMiddleFinger set I2C device address 10 HEX
const theForce = 128; //Threshold
const Kp = 0.05; //Const de proporcionalidad controlador P
//-----
//          Global Processing Variables
//-----
signed int error;
unsigned short lect_bufer = 0;
unsigned short dataReceived = 0;
unsigned short dataToSend=0;
unsigned int tmrStart;    //Frec aprox 75Hz
unsigned int value;
char changeDo=0;
char stopIndex=0;
char stopMiddle=0;
char hasChanged=0;
unsigned float dutyCycle0=minIndex;
unsigned float dutyCycle1=minDuty;
char valor,theOtherForce;
//-----
void Init(){
  //RCON.IPEN=0;
  ANSEL0 = 0B0001111;    //Analog RA0 to RA4
  // ANSEL0 = 0;
  PORTA=0;
  PORTB=0;
  PORTC=0;
  TRISA = 0B11111111;    // All Inputs

```

```

TRISB = 0;           // Set PORTB as output
TRISC = 0B00110000; // Set PORTC 4,5 as input

INTCON = 0B11000000; // enable Interrupts
INTCON2= 0B11000000;
PIE1 = 0B00001000;   // enable SSP interrupts
SSPCON = 0B00110110 ; // Set to I2C slave with 7-bit address
SSPADD = Finger;     // Get address (7bit). Lsb is read/write flag
PIR1.SSPIF = 0;     //Waiting to Transmit/Receive
}
void PWMConfig(){
    PTCON0=0B00001000; //PostScale,Prescale, Free Running
    PTCON1=0B10000000; //Time Base ON,counts up
    PWMCON0=0B01101111; //PWM1 (RB1) & PWM3(RB3) Enable, Independ
Outputs
    PWMCON1=0;
    PTPERL=0X70;
    PTPERH=0X09;
    PTMRL=0;
    PTMRH=0;
    tmrStart=PTPERH*256+PTPERL;
}
//El valor decimal de la variable dutyCycle multiplicado por 95
//Da el valor del contador para que la salida del PWM
//tenga el dutyCycle como ciclo de trabajo
void updatePWM0(){
    value=dutyCycle0*95;
    PDC0H=Hi(value);
    PDC0L=Lo(value);
}
void updatePWM1(){
    value=dutyCycle1*95;
    PDC1H=Hi(value);
    PDC1L=Lo(value);
}
void addDuty0(){ //Close
    if (dutyCycle0>maxIndex){
        dutyCycle0=dutyCycle0-1;
        updatePWM0();
    }
}
void subsDuty0(){ //Open
    if (dutyCycle0<minIndex){
        dutyCycle0=dutyCycle0+1;
        updatePWM0();
    }
}

```

```

}
void addDuty1(){ //Close
    if (dutyCycle1<maxDuty){
        dutyCycle1=dutyCycle1+1;
        updatePWM1();
    }
}
void subsDuty1(){ //Open
    if (dutyCycle1>minDuty){
        dutyCycle1=dutyCycle1-1;
        updatePWM1();
    }
}

char getForce(char voltage){
    return voltage;
}
void closeIndex(){
    //Si todavia se puede cerrar o abrir
    if ((dutyCycle0>maxIndex)&&(dutyCycle0<minIndex)){
        valor=ADC_Read(0);//Leo Sensor
        theOtherForce=getForce(valor);
        error=theForce-theOtherForce;
        if (error>32) error=32; //Ventana para el Error
        if (error<-32) error=-32;
        if (error>0){
            dutyCycle0=dutyCycle0-error*Kp;//Cierro
            updatePWM0();
        }else{
            dutyCycle0=dutyCycle0+error*Kp;//Abro
            updatePWM0();
        }
        delay_ms(5);
    }
}
void closeHand(){
    do{
        closeIndex();

        //Si todavia se puede cerrar o abrir el otro Dedo
        if ((dutyCycle0<maxDuty)&&(dutyCycle0>minDuty)){
            valor=ADC_Read(2);//Leo Sensor
            theOtherForce=getForce(valor);
            error=theForce-theOtherForce;
            if (error>32) error=32; //Ventana para el Error
            if (error<-32) error=-32;

```

```

    if (error>0){
        dutyCycle1=dutyCycle1+error*Kp;//Cierro
        updatePWM1();
    }else{
        dutyCycle1=dutyCycle1-error*Kp;//Abro
        updatePWM1();
    }
    delay_ms(5);
}
}while(changeDo==3);
}
void openHand(){
    changeDo=0;
    delay_ms(100);
    dutyCycle0=minIndex;
    dutyCycle1=minDuty;
    updatePWM0();
    updatePWM1();
}

void threeGripClose(){
    dutyCycle1=maxDuty;
    updatePWM1();
    delay_ms(100);
    closeIndex();
}
void threeGripOpen(){
    openHand();
}
void clawGripClose(){
    dutyCycle1=maxDuty;
    updatePWM1();
    delay_ms(100);
    closeIndex();
}
void clawGripOpen(){
    openHand();
}
void pointDo(){
    dutyCycle0=minDuty;
    dutyCycle1=maxDuty;
    updatePWM0();
    updatePWM1();
}
void pointUndo(){
    openHand();
}

```

```

}
//-----
void interrupt ()
{
    //Evalua si la comunicacion I2C genero el interrupto
    if (PIR1.SSPIF == 1)
    {
        PORTB.RB1=~PORTB.RB1;
        if (SSPSTAT.R_W == 1){
            SSPBUF = dataToSend;
            SSPCON1.CKP = 1;    //Release Clock
            lect_bufer = SSPBUF;
            SSPCON1.SSPOV=0;
            PIR1.SSPIF=0;    //Clear Int Flag
        }
        else if (SSPSTAT.D_A==0) {
            lect_bufer = SSPBUF; //Get Rid of Address
            PIR1.SSPIF = 0;    //Clear Interrupt Flag
            SSPCON1.CKP = 1;    //Release Clock
        }
        else {
            dataReceived = SSPBUF;

            PORTC.RC2=~PORTC.RC2;

            if (changeDo==1)
            {
                dutyCycle0=dataReceived;
                changeDo=0;
                dataReceived=0;
                updatePWM0();
            }
            if (changeDo==2)
            {
                dutyCycle1=dataReceived;
                changeDo=0;
                dataReceived=0;
                updatePWM1();
            }
        }

        switch (dataReceived){
            case 0B00000010: hasChanged=1;changeDo=1;break;
            case 0B00000011: hasChanged=1;changeDo=2;break;
            case 0B00001010: addDuty0();break;
            case 0B00000100: subsDuty0();break;
            case 0B00001011: addDuty1();break;
        }
    }
}

```

```

        case 0B00000101: subsDuty1();break;
        case 0B00010000: dataToSend=(short)dutyCycle0;break;
        case 0B00010001: dataToSend=(short)dutyCycle1;break;
        case 0B10000000: hasChanged=0;changeDo=3;break;
        case 0B11000000: hasChanged=1;changeDo=4;break;
        case 0B10000001: hasChanged=0;changeDo=5;break;
        case 0B11000001: hasChanged=1;changeDo=6;break;
        case 0B10000010: hasChanged=0;changeDo=7;break;
        case 0B11000010: hasChanged=1;changeDo=8;break;
        case 0B10000100: hasChanged=0;changeDo=9;break;
        case 0B11000100: hasChanged=1;changeDo=10;break;
    }

    PIR1.SSPIF = 0;    //Clear Interrupt Flag
    SSPCON1.SSPOV=0;
    lect_bufer = SSPBUF;
    SSPCON1.CKP = 1;  //Release Clock
}
}
}
//-----

void main(){
    delay_ms(200);
    Init();
    PWMConfig();
    updatePWM0();
    updatePWM1();
    while(1){
        PORTC.RC3=~PORTC.RC3;
        if (changeDo==3) closeHand();
        if (changeDo==4) openHand();
        if (changeDo==5) threeGripClose();
        if (changeDo==6) threeGripOpen();
        if (changeDo==7) clawGripClose();
        if (changeDo==8) clawGripOpen();
        if (changeDo==9) pointDo();
        if (changeDo==10) pointUndo();
    } }
}

```

9.11. Código ControlPanel.pas en Delphi 7

```

unit ControlPanel;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils,
  Variants, Classes, Graphics, Controls,
  Forms,
  Dialogs, StdCtrls, VaClasses,
  VaComm;

type
  TfrmPrin = class(TForm)
    cmdLessIndex: TButton;
    cmdLessMiddle: TButton;
    cmdMoreIndex: TButton;
    cmdMoreMiddle: TButton;
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    Serial: TVaComm;
    GroupBox1: TGroupBox;
    GroupBox2: TGroupBox;
    cmdGetIndex: TButton;
    txtIndexDuty: TEdit;
    cmdGetMiddle: TButton;
    txtMiddleDuty: TEdit;
    GroupBox3: TGroupBox;
    cmdPreSet1: TButton;
    cmdPreSet2: TButton;
    cmdSetIndex: TButton;
    cmdSetMiddle: TButton;
    txtIndex: TEdit;
    txtMiddle: TEdit;
    Label3: TLabel;
    Label4: TLabel;
    procedure
  cmdLessIndexClick(Sender: TObject);
    procedure FormCreate(Sender:
  TObject);
    procedure FormClose(Sender:
  TObject; var Action: TCloseAction);
    procedure
  cmdMoreIndexClick(Sender: TObject);
    procedure
  cmdLessMiddleClick(Sender: TObject);
    procedure
  cmdMoreMiddleClick(Sender: TObject);
    procedure cmdPreSet1Click(Sender:
  TObject);
    procedure cmdGetIndexClick(Sender:
  TObject);
    procedure
  cmdGetMiddleClick(Sender: TObject);
    procedure SerialRxChar(Sender:
  TObject; Count: Integer);
    procedure txtIndexKeyPress(Sender:
  TObject; var Key: Char);
    procedure txtMiddleKeyPress(Sender:
  TObject; var Key: Char);
    procedure cmdSetIndexClick(Sender:
  TObject);
    procedure
  cmdSetMiddleClick(Sender: TObject);
    procedure cmdPreSet2Click(Sender:
  TObject);
    private
      { Private declarations }
    public
      { Public declarations }
    end;

  var
    frmPrin: TfrmPrin;
    readIndex,readMiddle:boolean;

  implementation

  {$R *.dfm}

  procedure TfrmPrin.FormCreate(Sender:
  TObject);
  begin
    Serial.Open;
    readIndex:=false;
    readMiddle:=false;
  end;

  procedure TfrmPrin.FormClose(Sender:
  TObject; var Action: TCloseAction);
  begin
    Serial.Close;

```

```

end;
procedure
TfrmPrin.cmdLessIndexClick(Sender:
TObject);
begin
  Serial.WriteChar('s');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdMoreIndexClick(Sender:
TObject);
begin
  Serial.WriteChar('a');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdLessMiddleClick(Sender:
TObject);
begin
  Serial.WriteChar('x');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdMoreMiddleClick(Sender:
TObject);
begin
  Serial.WriteChar('z');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdPreSet1Click(Sender:
TObject);
begin
  Serial.WriteChar('q');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdGetIndexClick(Sender:
TObject);
begin
  readIndex:=true;
  Serial.WriteChar('d');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.cmdGetMiddleClick(Sender:
TObject);
begin
  readMiddle:=true;
  Serial.WriteChar('c');
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.SerialRxChar(Sender:
TObject; Count: Integer);
var Data:char;
begin
  Serial.ReadChar(Data);
  if readIndex then
    begin
      txtIndexDuty.Text:=IntToStr(Ord(Data))
      ;
      readIndex:=false;
    end
  else if readMiddle then
    begin
      txtMiddleDuty.Text:=IntToStr(Ord(Data
      ));
      readMiddle:=false;
    end;
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.txtIndexKeyPress(Sender:
TObject; var Key: Char);
begin
  if not (Key in ['0'..'9',#8]) then
    Key:=#0;
end;

```

```

procedure
TfrmPrin.txtMiddleKeyPress(Sender:
TObject; var Key: Char);
begin
  if not (Key in ['0'..'9',#8]) then
    Key:=#0;
end;

```

```
procedure
TfrmPrin.cmdSetIndexClick(Sender:
TObject);
var duty:byte;
begin
if txtIndex.Text<>" then
begin
duty:=StrToInt(txtIndex.Text);
if duty<32 then
begin
Serial.WriteChar('o');
Serial.WriteChar(chr(duty));
end
else
txtIndex.Text:="";
end;
end;

procedure
TfrmPrin.cmdSetMiddleClick(Sender:
TObject);
var duty:byte;
begin
if txtMiddle.Text<>" then
begin
duty:=StrToInt(txtMiddle.Text);
if duty<32 then
begin
Serial.WriteChar('l');
Serial.WriteChar(chr(duty));
end
else
txtMiddle.Text:="";
end;
end;

procedure
TfrmPrin.cmdPreSet2Click(Sender:
TObject);
begin
Serial.WriteChar('w');
end;

end.
```

9.12. Código ControlPanel.cpp en Visual C++

```

#include "stdafx.h"
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include "UsbHidDemoCode.h"
#include "UsbHidDemoCodeDlg.h"
#include <winuser.h>
#include <windows.h>
#include <dbt.h>
#ifdef _DEBUG
#define new DEBUG_NEW
#undef THIS_FILE
static char THIS_FILE[] = __FILE__;
#endif

CButton m_Open;
CButton m_Close;
CButton      m_Baby;
CButton      m_Index;
CButton      m_Ring;
CButton      m_Thumb;
CButton      m_Middle;
CButton      m_Crazy;
CButton      m_Fist;
int myDuty;

////////////////////////////////////
//Include Atmel Hid Usb
#include "AtUsbHid.h"

#define DEFAULT_VID 0x1234
#define DEFAULT_PID 0x1

/*-----
FUNCTION: handleError

PURPOSE: Call when an error is return by a function call

```

PARAMETERS: DWORD errorCode - error code that represent the error

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void handleError(DWORD errorCode)
{
    switch(errorCode)
    {
        case ERROR_MOD_NOT_FOUND:
            AfxMessageBox( "Could not find Atmel USB HID DLL:
AtUsbHid.dll\nPlease update the PATH variable.\n", MB_ICONSTOP,0);
            exit(-1);
            break;

        case ERROR_USB_DEVICE_NOT_FOUND:
            OutputDebugString("Error: Could not open the device.\n");
            break;

        case ERROR_USB_DEVICE_NO_CAPABILITIES:
            OutputDebugString("Error: Could not get USB device capabilities.\n");
            break;

        case ERROR_WRITE_FAULT:
            OutputDebugString("Error: Could not write.\n");
            break;

        case ERROR_READ_FAULT:
            OutputDebugString("Error: Could not read.\n");
            break;

        default:
            OutputDebugString("Error: Unknown error code.\n");
    }
}

////////////////////////////////////
// CAboutDlg dialog used for App About

```

```

class CAboutDlg : public CDialog
{
public:
    CAboutDlg();

// Dialog Data
   //{{AFX_DATA(CAboutDlg)
    enum { IDD = IDD_ABOUTBOX };
    //}}AFX_DATA

    // ClassWizard generated virtual function overrides
   //{{AFX_VIRTUAL(CAboutDlg)
protected:
    virtual void DoDataExchange(CDataExchange* pDX); // DDX/DDV support
    //}}AFX_VIRTUAL

// Implementation
protected:
   //{{AFX_MSG(CAboutDlg)
    //}}AFX_MSG
    DECLARE_MESSAGE_MAP()
};

CAboutDlg::CAboutDlg() : CDialog(CAboutDlg::IDD)
{
   //{{AFX_DATA_INIT(CAboutDlg)
    //}}AFX_DATA_INIT
}

void CAboutDlg::DoDataExchange(CDataExchange* pDX)
{
    CDialog::DoDataExchange(pDX);
   //{{AFX_DATA_MAP(CAboutDlg)
    //}}AFX_DATA_MAP
}

BEGIN_MESSAGE_MAP(CAboutDlg, CDialog)
   //{{AFX_MSG_MAP(CAboutDlg)
        // No message handlers
    //}}AFX_MSG_MAP
END_MESSAGE_MAP()

```

```

////////////////////////////////////
// CUsbHidDemoCodeDlg dialog

CUsbHidDemoCodeDlg::CUsbHidDemoCodeDlg(CWnd* pParent /*=NULL*/)
    : CDialog(CUsbHidDemoCodeDlg::IDD, pParent)
{
   //{{AFX_DATA_INIT(CUsbHidDemoCodeDlg)
    m_PID = _T("1234");
    m_VID = _T("1");
   //}}AFX_DATA_INIT
    // Note that LoadIcon does not require a subsequent DestroyIcon in Win32
    m_hIcon = AfxGetApp()->LoadIcon(IDR_MAINFRAME);
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::DoDataExchange(CDataExchange* pDX)
{
    CDialog::DoDataExchange(pDX);
   //{{AFX_DATA_MAP(CUsbHidDemoCodeDlg)
    DDX_Control(pDX, IDC_Crazy, m_Crazy);
    DDX_Control(pDX, IDC_Fist, m_Fist);
    DDX_Control(pDX, IDC_FW_UPGRADE, m_FwUpgrade);
    DDX_Control(pDX, IDC_LIST, m_RecievedData);
    DDX_Control(pDX, IDC_STATUS_TEXT, m_Status);
    DDX_Control(pDX, IDC_LED4, m_Led4);
    DDX_Control(pDX, IDC_LED3, m_Led3);
    DDX_Control(pDX, IDC_LED2, m_Led2);
    DDX_Control(pDX, IDC_LED1, m_Led1);
    DDX_Text(pDX, IDC_PID, m_PID);
    DDV_MaxChars(pDX, m_PID, 4);
    DDX_Text(pDX, IDC_VID, m_VID);
    DDV_MaxChars(pDX, m_VID, 4);
    DDX_Control(pDX, IDC_Index, m_Index);
    DDX_Control(pDX, IDC_Ring, m_Ring);
    DDX_Control(pDX, IDC_Thumb, m_Thumb);
    DDX_Control(pDX, IDC_Middle, m_Middle);
    DDX_Control(pDX, IDC_Baby, m_Baby);
    DDX_Control(pDX, IDC_FingerOpen, m_Open);
    DDX_Control(pDX, IDC_FingerClose, m_Close);
}

```

```

    //}}AFX_DATA_MAP
}

BEGIN_MESSAGE_MAP(CUsbHidDemoCodeDlg, CDialog)
   //{{AFX_MSG_MAP(CUsbHidDemoCodeDlg)
    ON_WM_SYSCOMMAND()
    ON_WM_PAINT()
    ON_WM_QUERYDRAGICON()
    ON_BN_CLICKED(IDC_LED1, OnLed1)
    ON_BN_CLICKED(IDC_LED2, OnLed2)
    ON_BN_CLICKED(IDC_LED3, OnLed3)
    ON_BN_CLICKED(IDC_LED4, OnLed4)
    ON_WM_TIMER()
    ON_BN_CLICKED(IDC_BUTTON_VID_PID, OnButtonVidPid)
    ON_BN_CLICKED(IDC_FW_UPGRADE, OnFwUpgrade)
    ON_BN_CLICKED(IDC_FingerOpen, OnFingerOpen)
    ON_BN_CLICKED(IDC_FingerClose, OnFingerClose)
    ON_BN_CLICKED(IDC_Fist, OnFist)
    ON_BN_CLICKED(IDC_Crazy, OnCrazy)
    //}}AFX_MSG_MAP
    ON_WM_DEVICECHANGE()
END_MESSAGE_MAP()

////////////////////////////////////
// CUsbHidDemoCodeDlg message handlers

BOOL CUsbHidDemoCodeDlg::OnInitDialog()
{
    CDialog::OnInitDialog();

    // Add "About..." menu item to system menu.

    // IDM_ABOUTBOX must be in the system command range.
    ASSERT((IDM_ABOUTBOX & 0xFFF0) == IDM_ABOUTBOX);
    ASSERT(IDM_ABOUTBOX < 0xF000);

    CMenu* pSysMenu = GetSystemMenu(FALSE);
    if (pSysMenu != NULL)
    {
        CString strAboutMenu;
        strAboutMenu.LoadString(IDS_ABOUTBOX);

```

```

        if (!strAboutMenu.IsEmpty())
        {
            pSysMenu->AppendMenu(MF_SEPARATOR);
            pSysMenu->AppendMenu(MF_STRING, IDM_ABOUTBOX,
strAboutMenu);
        }
    }

    // Set the icon for this dialog. The framework does this automatically
    // when the application's main window is not a dialog
    SetIcon(m_hIcon, TRUE);           // Set big icon
    SetIcon(m_hIcon, FALSE);        // Set small icon

    // Set default Vid and Pid
    Vid = DEFAULT_VID;
    Pid = DEFAULT_PID;

    // Disable All Led Button until connection
    DisableLedButton();

    // Explicitely load the AtUsbHid library.
    hLib = LoadLibrary(AT_USB_HID_DLL);
    if (hLib == NULL)
    {
        handleError(GetLastError());
        return 0;
    }

    // Get USB HID library functions addresses.
    if (loadFuncPointers(hLib)==NULL) {
        AfxMessageBox( "Could not get USB HID library functions
addresses",MB_ICONSTOP,0);
        return 0;
    }

    // try to connect Device
    ConnectDevice();

    DYNCALL(hidRegisterDeviceNotification)((m_hWnd));

```

```

        return TRUE; // return TRUE unless you set the focus to a control
    }

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnSysCommand(UINT nID, LPARAM lParam)
{
    if ((nID & 0xFFF0) == IDM_ABOUTBOX)
    {
        CAboutDlg dlgAbout;
        dlgAbout.DoModal();
    }
    else
    {
        CDialog::OnSysCommand(nID, lParam);
    }
}

```

// If you add a minimize button to your dialog, you will need the code below
// to draw the icon. For MFC applications using the document/view model,
// this is automatically done for you by the framework.

```

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnPaint()
{
    if (IsIconic())
    {
        CPaintDC dc(this); // device context for painting

        SendMessage(WM_ICONERASEBKGND, (LPARAM)
dc.GetSafeHdc(), 0);

        // Center icon in client rectangle
        int cxIcon = GetSystemMetrics(SM_CXICON);
        int cyIcon = GetSystemMetrics(SM_CYICON);
        CRect rect;
        GetClientRect(&rect);
        int x = (rect.Width() - cxIcon + 1) / 2;
        int y = (rect.Height() - cyIcon + 1) / 2;

        // Draw the icon
        dc.DrawIcon(x, y, m_hIcon);
    }
}

```

```

        else
        {
            CDialog::OnPaint();
        }
    }

// The system calls this to obtain the cursor to display while the user drags
// the minimized window.
HCURSOR CUsbHidDemoCodeDlg::OnQueryDragIcon()
{
    return (HCURSOR) m_hIcon;
}
/*

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnLed1()
{
    AddRecievedData("Opening Hand...");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"Q");
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnLed2()
{
    AddRecievedData("Closing Hand...");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"W");
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnLed3()
{
    if (m_Index.GetCheck()){
        AddRecievedData("DutyCycle Index Finger:");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"Y");
    }else
    if (m_Thumb.GetCheck()){
        AddRecievedData("DutyCycle Thumb Finger:");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"U");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"J");
    }else
    if (m_Middle.GetCheck()){

```

```

        AddRecievedData("DutyCycle Middle Finger:");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"I");
    }else
    if (m_Ring.GetCheck()){
        AddRecievedData("DutyCycle Ring Finger:");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"O");
    }else
    if (m_Baby.GetCheck()){
        AddRecievedData("DutyCycle Baby Finger:");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"P");
    }
}

```

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::OnLed4()
{
    AddRecievedData("Pointing Hand...");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"E");
}

```

```

/*-----

```

FUNCTION: DisableLedButton

PURPOSE: Disable All led button

- Disbale Firmware Upgrade button
- Change Led button text
- Change Current Status to Diconnected
- Stop Read Function timer

PARMATERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/

```

```

void CUsbHidDemoCodeDlg::DisableLedButton()
{
    // Set All Led To Off
    Led1 = false ;
    Led2 = false ;
    Led3 = false ;
    Led4 = false ;

    // Disable All Led button
    m_Led1.EnableWindow(false);
    m_Led2.EnableWindow(false);
    m_Led3.EnableWindow(false);
    m_Led4.EnableWindow(false);
    m_Open.EnableWindow(false);
    m_Close.EnableWindow(false);
    m_Fist.EnableWindow(false);
    m_Crazy.EnableWindow(false);

    // Disable Firmware Upgrade
    m_FwUpgrade.EnableWindow(false);

    // Change Led Text
    /*m_Led1.SetWindowText(_T("LED 1"));
    m_Led2.SetWindowText(_T("LED 2"));
    m_Led3.SetWindowText(_T("LED 3"));
    m_Led4.SetWindowText(_T("LED 4"));*/

    m_Status.SetWindowText(_T("Disconnected"));

    CDialog::KillTimer(1);

    IsConnected = false ;
}

/*-----

```

FUNCTION: ConnectDevice

PURPOSE: Connect Device using Current Vid and Pid
 if connection is succesfull, change status to Connected
 if connection fail Status is set to disconnected

PARAMETERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::ConnectDevice()
{
    // Open our USB device.
    if (DYNCALL(findHidDevice)(Vid, Pid)) {
        EnableLedButton();
    }
    else {
        // Can't access leds button if not connected
        DisableLedButton();
    }
}

/*-----

```

FUNCTION: EnableLedButton

PURPOSE: Enable all Led Button

- Enable Firmware upgrade
- Set all led status to Off
- Send Led status Off to device
- Set Read function timer

PARAMETERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::EnableLedButton()
{
    // Enable All Led button
    m_Led1.EnableWindow(true);
    m_Led2.EnableWindow(true);
    m_Led3.EnableWindow(true);
    m_Led4.EnableWindow(true);
    m_Open.EnableWindow(true);
    m_Close.EnableWindow(true);
    m_Fist.EnableWindow(true);
    m_Crazy.EnableWindow(true);

    // Enable Firmware Upgrade
    m_FwUpgrade.EnableWindow(true);

    // Change Led Text
/*
    m_Led1.SetWindowText(_T("LED 1 OFF"));
    m_Led2.SetWindowText(_T("LED 2 OFF"));
    m_Led3.SetWindowText(_T("LED 3 OFF"));
    m_Led4.SetWindowText(_T("LED 4 OFF"));*/

    // Be sure that all led are disbale
/*
    DYNCALL(writeData)((UCHAR*)"01");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR*)"02");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR*)"03");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR*)"04");*/

    m_Status.SetWindowText(_T("Connected"));

    SetTimer(1,50,0);

    IsConnected = true ;
}
/*-----

```

FUNCTION: OnDeviceChange

PURPOSE: This function is call each time a status change for a device using

ON_WM_DEVICECHANGE()

The function will check if this our device change it status :

There is 2 important type of event :

DBT_DEVICEARRIVAL : in this case, we try to connect a device

using

current VID and PID

DBT_DEVICEREMOVECOMPLETE : if our device as been

disconnected,

we close the device properly using closeDevice()

if OnDeviceChange is called by another device nothing is done

PARAMETERS: UINT nEventType : Event Id

DWORD dwData : data associated to the Event

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
BOOL CUsbHidDemoCodeDlg::OnDeviceChange(UINT nEventType, DWORD
dwData)
{
    int isOurDevice;
    switch(nEventType)
    {
        case DBT_DEVICEARRIVAL :

            isOurDevice=DYNCALL(isMyDeviceNotification(dwData));
            if(isOurDevice&&IsConnected) {
                OutputDebugString(">>> Our Device Already
Connected.\n");
            }
            else {
                // Connect Only if status is disconnected
                OutputDebugString(">>> A device has been
inserted and is now available.\n");
                ConnectDevice();
            }
    }
}

```

```

        break;

        case DBT_DEVICEREMOVECOMPLETE :

            isOurDevice=DYNCALL(isMyDeviceNotification(dwData));
            if(IsConnected&&isOurDevice) {
                // Close Connection only once
                DisableLedButton();
                DYNCALL(closeDevice());
                OutputDebugString(">>> A device has been
removed.\n");
            }

            break;
        default :
            OutputDebugString(">>> OnDeviceChange : default\n");
            break;
    }
    return TRUE;
}

```

```
/*-----*/
```

FUNCTION: AddRecievedData

PURPOSE: This function add new message to m_RecievedData CList and remove the 100th oldest message to avoid list to be too big.

PARMATERS:

CString NewData - New strinf to display in CList

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::AddRecievedData(CString NewData)
{

    m_RecievedData.AddString( NewData );
}

```

```

// display only last 100 messages recieved
if(m_RecievedData.GetCount(>100) {
    m_RecievedData.DeleteString(0);
}

// Set Focus on Last Element
int nCount = m_RecievedData.GetCount();
if (nCount > 0) m_RecievedData.SetCurSel(nCount-1);
}

```

```

/*-----

```

FUNCTION: OnTimer

PURPOSE: This function allow us to call the check if a new data as been recieved if yes, the buffer imfarmation are display using AddRecievedData
The Timer for this function must be killed if Connection is lost uasing function : CDialog::KillTimer(1);
If a device is connected, the timer must be set using : SetTimer(1,50,0);

PARMATERS:

nIDEvent - Timer identifier

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::OnTimer(UINT nIDEvent)
{
    UCHAR sbuffer[255];
    CHAR buffer[61];
    if(DYNCALL(readData(sbuffer))!=0) {
        myDuty=sbuffer[0]*100/255;
        _itoa(myDuty,buffer,10);
        AddRecievedData(buffer);
    }
}

```

```

        CDialog::OnTimer(nIDEvent);
    }

    /*-----*/

```

FUNCTION: OnFwUpgrade

PURPOSE: Call when Firmware Upgrade Button is pressed.

This function set the device in Firmware upgrade mode using startBootLoader
 Once bootloader mode has been sent, the device is closed properly.
 You have to launch Flip to load a new firmware

PARAMETERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::OnFwUpgrade()
{
    if(IsConnected) { //if our device is attached

        if(!DYNCALL(setFeature(0x55,0xAA,0x55AA))) {
            // Fail to run bootLoader
            AfxMessageBox( "Can not start Device in Boot Loader mode",
                MB_ICONSTOP,0);
        }
        DisableLedButton();
        DYNCALL(closeDevice()); //close all handles
    }
}

/*-----*/

```

FUNCTION: OnCancel

PURPOSE: On one cancel if device is connected, this one is disconnected.

the application is Unregister from the device notification table using
 hidUnregisterDeviceNotification(m_hWnd)

PARAMETERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::OnCancel()
{
    if(IsConnected) //if our device is attached
    {
        DYNCALL(closeDevice()); //close all handles
        CDialog::KillTimer(1); //close the timer
    }
    DYNCALL(hidUnregisterDeviceNotification(m_hWnd));

    FreeLibrary(hLib);

    CDialog::OnCancel();
}

/*-----

```

FUNCTION: OnButtonVidPid

PURPOSE: When clic on button Vid PID

Vendor ID en Product ID is taken from edit Box and new value
are change.

PARAMETERS:

RETURN:

COMMENTS:

```

-----*/
void CUsbHidDemoCodeDlg::OnButtonVidPid()
{

```

```

UpdateData();

// Try To Convert in Hex
char VidToConvert[57];
char PidToConvert[57];
char * pEnd;
long newVid;
long newPid;

// Get New Vid
strcpy(VidToConvert,"0x");
strcat(VidToConvert,m_VID.GetBuffer(m_VID.GetLength()));
newVid = strtol (VidToConvert,&pEnd,0);
m_VID.Format("%X",newVid);

// Get New Pid
strcpy(PidToConvert,"0x");
strcat(PidToConvert,m_PID.GetBuffer(m_PID.GetLength()));
newPid = strtol (PidToConvert,&pEnd,0);
m_PID.Format("%X",newPid);

// Upadte
SetDlgItemText(IDC_VID , m_VID.GetBuffer(m_VID.GetLength()));
SetDlgItemText(IDC_PID , m_PID.GetBuffer(m_PID.GetLength()));

if((newVid!=Vid)||(newPid!=Pid)) {
    Vid=newVid;
    Pid=newPid;
    if(IsConnected) {
        // Close Connection only once
        DisableLedButton();
        DYNCALL(closeDevice());
    }
    ConnectDevice();
}
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnFingerOpen()

```

```

{
    // TODO: Add your control notification handler code here
    if (m_Index.GetCheck()){
        AddRecievedData("Opening Index Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"A");
    }
    if (m_Thumb.GetCheck()){
        AddRecievedData("Opening Thumb Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"S");
    }
    if (m_Middle.GetCheck()){
        AddRecievedData("Opening Middle Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"D");
    }
    if (m_Ring.GetCheck()){
        AddRecievedData("Opening Ring Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"F");
    }
    if (m_Baby.GetCheck()){
        AddRecievedData("Opening Baby Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"G");
    }
}

```

```

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnFingerClose()
{
    // TODO: Add your control notification handler code here
    if (m_Index.GetCheck()){
        AddRecievedData("Closing Index Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"Z");
    }
    if (m_Thumb.GetCheck()){
        AddRecievedData("Closing Thumb Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"X");
    }
    if (m_Middle.GetCheck()){
        AddRecievedData("Closing Middle Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"C");
    }
    if (m_Ring.GetCheck()){

```

```
        AddRecievedData("Closing Ring Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"V");
    }
    if (m_Baby.GetCheck()){
        AddRecievedData("Closing Baby Finger...");
        DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"B");
    }
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnFist()
{
    AddRecievedData("Claw Grip...");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"R");
}

void CUsbHidDemoCodeDlg::OnCrazy()
{
    AddRecievedData("Hand Going Crazy...");
    DYNCALL(writeData)((UCHAR *)"T");
}
```

10. GLOSARIO

Abducción: Movimiento por el cual un miembro se aleja del plano medio imaginario que divide el cuerpo en dos partes simétricas.

ADC: Analog to Digital Converter, por sus siglas en inglés es un circuito electrónico integrado, que convierte señales continuas en el tiempo a señales discretas; convierte señales analógicas a señales digitales con el propósito de facilitar su procesamiento y hacer la señal resultante más inmune al ruido e interferencias.

Aducción: Movimiento por el cual un miembro se acerca al plano medio imaginario que divide el cuerpo en dos partes simétricas.

Axón: Prolongación larga y por lo regular única de una neurona por la que se propagan los impulsos nerviosos hacia las terminales axónicas.

Biomecatrónica: Es una ciencia interdisciplinaria aplicada que busca integrar elementos mecánicos en el cuerpo humano. Comprende aspectos biológicos, mecánicos y electrónicos.

Biónica: Aplicación del estudio de los fenómenos biológicos, o de sistemas encontrados en la naturaleza a la técnica, estudio y diseño de los sistemas electrónicos. También es conocida como biomimética.

Bit: Es un dígito binario que tomar el valor de 1 ó 0. Los dígitos binarios son la información básica para el almacenamiento de información y comunicación en la computación digital y la teoría de información digital.

Byte: Es una unidad de medida del almacenamiento de información. Consiste en ocho bits.

BUS: Es un sub sistema que transfiere data entre componentes electrónicos. Un bus puede conectar lógicamente muchos componentes utilizando los mismos alambres. Todos los nodos conectados reciben la misma información, pero sólo un nodo la utiliza

(dependiendo de a qué nodo se esté enviando los datos), los demás nodos obvian la información recibida.

DIP: Dual In-line Package, por sus siglas en inglés, es una forma de encapsulamiento común en la construcción de circuitos integrados. La forma consiste en un bloque con dos hileras paralelas de pines, la cantidad de éstos depende de cada circuito. Por la posición y espaciado entre pines, los circuitos DIP son especialmente prácticos para construir prototipos en tablillas de protoboard. Concretamente, la separación estándar entre dos pines o terminales es de 2.54 mm.

DLL: Dynamic Link Library, por sus siglas en inglés, es un tipo de archivo ejecutable por un computador, que contiene un conjunto de funciones o datos compartidos que pueden ser utilizados por aplicaciones de Windows. Provee una manera para que un programa utilice una función que no es parte de su código. En los DLL se encuentran estas funciones ya compiladas y separadas de los procesos o programas que las utilicen.

Carpo: Conjunto de huesos que forman parte del esqueleto de las extremidades superiores. Por un lado está articulado con el cúbito y el radio y por el otro con los huesos metacarpianos.

Conducción: La transmisión de electricidad a través de una sustancia por la aplicación de un campo eléctrico.

Cóndilo: eminencia redondeada en el extremo articular de un hueso.

Conductor: Sustancia que conduce o transmite calor o electricidad, considerado en términos de su capacidad para realizar esto.

CPU: (Central Processing Unit, por sus siglas en inglés). En la actualidad este componente electrónico está compuesto por millones de transistores, integrados en una misma placa de silicio. Desde el punto de vista lógico y funcional, el microprocesador está compuesto básicamente por: varios registros; una Unidad de control, una Unidad aritmético-lógica; y dependiendo del procesador, puede contener una unidad de punto flotante.

CSV: por sus siglas en inglés, *Comma Separated Values*, es un tipo de archivo en el cual varios datos pueden almacenarse en columnas, representadas por una separación con una coma (.). Estos archivos pueden abrirse con programas de hojas de cálculo como MS Office Excel.

Cúbito: Hueso más grueso y largo de los dos que forman el antebrazo.

Dendrita: Prolongación de la neurona que transporta impulsos nerviosos hacia el cuerpo celular.

Dieléctrico: Medio o sustancia aislante, o sin conducción.

DIP: Acrónimo para el término en inglés “dual in-line package” que en español significa encapsulado doble en línea. Esto significa que las terminales de cada lado del encapsulado están en línea y que las terminales en los lados opuestos del encapsulado también lo están.

DOF: Grados de libertad. De las siglas del término en inglés “Degrees of Freedom”.

DOM: Grados de movimiento. De las siglas del término en inglés “Degrees of movement”.

Efecto hall: Se refiere a la diferencia de potencias, o voltaje, en terminales opuestas de un conductor eléctrico por el cual fluye una corriente, creada por un campo magnético aplicado en dirección perpendicular a la corriente.

Electromiografía (EMG): Es el estudio de las señales eléctricas musculares. También se le conoce como actividad mioeléctrica.

Electromecánico: Dicho de un dispositivo o de un aparato mecánico que es acondicionado o condicionado por corrientes eléctricas.

EMI: Interferencia electro-magnética, por sus siglas en inglés.

Epicóndilo: eminencia ósea encima de una eminencia de un cóndulo.

Exteroceptivo: Adjetivo que relaciona con un estímulo producido afuera del organismo y relaciona información del entorno.

Falanges: Se refiere a cada uno de los huesos de un dedo.

Fascículo: grupo regular de fibras musculares o nerviosas.

Fotoresistente: Material sensible a la luz utilizado en varios procesos industriales, como la fotolitografía.

FSR: Resistencias sensoras de fuerza. Por sus siglas en inglés “Force Sensing Resistors”.

Hertz (Hz): Es la unidad de frecuencia del Sistema Internacional de Unidades. Proviene del apellido del físico alemán Heinrich Rudolf Hertz, quien descubrió la propagación de las ondas electromagnéticas. Un hertz representa un ciclo por cada segundo, entendiendo *ciclo* como la repetición de un evento.

HID: Human Interface Device, por sus siglas en inglés, es un dispositivo de computadora que interactúa directamente con los humanos, y toma señales de entrada de los humanos, así como posiblemente enviar señales de vuelta a ellos.

Histéresis: Fenómeno por el que el estado del material depende de su estado previo. Se manifiesta por el retraso del efecto sobre la causa que lo produce.

Húmero: Hueso más largo y ancho de las extremidades superiores. Se articula por uno de sus extremos con la escápula y por el otro con el cúbito y el radio.

IC: El Integrated Circuit, por sus siglas en inglés, es un circuito electrónico miniaturizado, que consta principalmente de dispositivos semiconductores, así como de componentes pasivos, que ha sido manufacturado en la superficie de una delgada capa de material semiconductor. Los circuitos integrados son utilizados en casi todos los componentes electrónicos que se utilizan hoy día, y han revolucionado el mundo de la electrónica.

ICSP: In Circuit Serial Programming, por sus siglas en inglés, es un método para programar directamente los microcontroladores. Utiliza cinco líneas de transmisión: uno

para +5V, otro para Tierra(GND), otro para +12V, otro para la línea del reloj, y el último es la línea de datos.

Ingeniería inversa: es un método de resolución. El objetivo de la ingeniería inversa es obtener información a partir de un objeto, con el fin de determinar de qué está hecho, cómo y qué lo hace funcionar. Al aplicar ingeniería inversa se profundiza en el estudio del funcionamiento del objeto hasta el punto de entender, modificar, y mejorar tal forma de funcionamiento.

Iq: Corriente que se presenta cuando el dispositivo no tiene una señal de entrada, *i.e.* esta inactivo. El término viene de las siglas del término en inglés “quiescent current”.

Kapton: Película de polyimide que tiene una combinación única de propiedades eléctricas, mecánicas, térmicas y químicas y retiene estas propiedades en un amplio rango de ambientes industriales. Es producido por la compañía Dupont.

Litografía: Arte de dibujar o grabar en piedra para reproducir mediante impresión lo dibujado o grabado.

Metacarpo: Conjunto de varios huesos largos que forman parte del esqueleto de los miembros superiores. Por uno de sus extremos se encuentra articulado con el carpo y por el otro con las falanges de los dedos de la mano.

Metacarpiano: Que pertenece a uno de los cinco huesos del metacarpo.

Microprocesador: Es un circuito integrado que contiene todos los elementos necesarios para conformar una "unidad central de procesamiento" UCP, también es conocido como

Nodo: En electrónica, es un punto de unión entre dos o más elementos de un circuito.

Nylon: Material sintético de índole nitrogenado, del que se hacen filamentos elásticos, muy resistentes.

Osciloscopio: Dispositivo para visualizar oscilaciones desplegadas en una pantalla.

PCB: Printed Circuit Board, por sus siglas en inglés, es un medio para sostener mecánicamente y conectar eléctricamente componentes electrónicos, a través de *rutas* o

pistas de material conductor, grabados desde hojas de cobre laminadas sobre un sustrato no conductor.

Percepción: La habilidad que tiene la mente de referir información sensorial a un objeto externo como la causante. Cuando se tiene un conocimiento consiente de los estímulos y se puede interpretar el significado de las sensaciones.

PIC: Programmable Interface Controller o Programmable Intelligent Computer, por sus siglas en inglés, son microcontroladores con arquitectura Harvard fabricados por *Microchip Technology Inc.*

Piezoeléctrico: Adjetivo que se le da a una substancia que se polariza eléctricamente como resultado de la aplicación de estrés mecánico. La piezoelectricidad se da especialmente en ciertos cristales.

Piezoresistivo: Adjetivo que se le da a una substancia que cambia su resistencia como resultado de aplicación de estrés mecánico.

Piroeléctrico: Fenómeno en el que un material presenta diferencia de potencial como respuesta a un cambio en la temperatura.

Polipropileno: El polipropileno es un polímero termoplástico que se obtiene de la polimerización del propileno.

Poliuterano: Polímero que ofrece la misma elasticidad del hule y la dureza y durabilidad del metal.

Propiocepción: Recibe la información que proviene de músculos, tendones y el laberinto, la cual permite al cerebro determinar los movimientos y la postura del cuerpo, así como mantener el equilibrio. También es llamado cinestesia.

Propioceptivo: Adjetivo que relaciona un estímulo producido y percibido dentro de un organismo, especialmente para relacionar a la posición y movimiento del cuerpo.

Prótesis: Aparato o dispositivo artificial diseñado para reparar o sustituir la parte de un órgano o la falta completa de él.

Protocolo: Es una convención que controla o permite establecer la conexión, comunicación y transferencia de datos entre dos extremos computacionales. Es su forma más sencilla, un protocolo puede definirse como las reglas que gobiernan la sintaxis, semántica y sincronización de una comunicación. Pueden ser implementados por hardware, software o la combinación de ambos.

PSRR: Acrónimo para “power supply rejection ratio” es el término en inglés para referirse a la relación de rechazo de ruido de la fuente de poder.

PTF: Acrónimo de “polymer thick films” que en español se refiere a películas gruesas de polímeros.

PVC: El Policloruro de vinilo o PVC es un polímero plástico blanco.

PVDF: Polifluoruro de vinileno, viene de su término en inglés Polyvinylidene fluoride.

Pyralux: Lamina flexible con diseños de cobre y una variedad de dieléctricos como base. En un producto de DuPont Electronics.

PZT: Compuesto químico. Titanato zirconato de plomo.

Radio: Hueso contiguo al cúbito, un poco más corto y situado en posición inferior a él, y con el cual forma el antebrazo.

R2R: Circuito electrónico que se utiliza como alternativa a un convertidor analógico-digital en forma de circuito integrado.

Robot: Máquina con apariencia humana o que funciona como humano. Máquina capaz de realizar una serie compleja de acciones de manera automática.

Sensación: Estado de conciencia de percepción o aparentar percibir algún estado o las condiciones externas o internas del cuerpo por medio de los sentidos.

Señal bioeléctrica: Se refiere a un colectivo de señales eléctricas adquiridas de cualquier órgano y que representa una variable física de interés.

Servomotor: Es un dispositivo pequeño con un eje de salida que puede ser posicionado a una específica posición angular al enviarle al servomotor una señal codificada. Mientras esta señal exista en la entrada del servomotor, el eje de rotación mantendrá su posición, y si la señal de entrada cambia, el eje rotará hasta alcanzar la posición deseada.

SOIC: Small-Outline Integrated Circuit, por sus siglas en inglés, es un tipo de encapsulamiento para circuitos integrados que ocupa un área de 30 a 50% menos que un equivalente en DIP, con un grosor típico de 70% menos. Están generalmente disponibles con el mismo número de pines que su contraparte en DIP.

Tacto: Sentido corporal con el que se perciben sensaciones de contacto, presión y temperatura.

Tálamo: Gran estructura ovoide que se localiza arriba del mesencéfalo y consta de dos masas de sustancia gris, cubiertas por una delgada capa de sustancia blanca. En este se enlazan casi todas las regiones del encéfalo e interviene en la regulación de la sensibilidad y de la actividad de los sentidos.

Tensión: Condición resultante de fuerzas actuando en oposición una de la otra.

Termistor: Resistor para el que su resistencia es reducida en gran cantidad por calentamiento. Es usado para mediciones y control de temperatura.

Transducción: Transformación de un tipo de señal a otro.

Transductor: Cualquier dispositivo usado para convertir una señal de un medio de transmisión a otro, en especial una señal no eléctrica a una eléctrica. Por ejemplo, presión a voltaje.

UHMW: Siglas de “Ultra High Molecular Weight”. Es un termoplástico proveniente de la polimerización del polietileno.

USART: por sus siglas en inglés, *Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*. En los microcontroladores PIC, el módulo USART permite la comunicación serial con otros dispositivos.