

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Mecatrónica



Exoesqueleto para apoyo en rehabilitación motora de la mano

Trabajo de graduación en modalidad de trabajo profesional, presentado por  
Sergio Estuardo Molina Leal  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2016



# Exoesqueleto para apoyo en rehabilitación motora de la mano

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

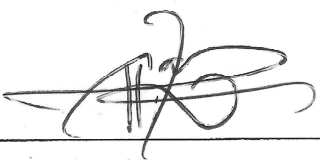
# Exoesqueleto para apoyo en rehabilitación motora de la mano

Trabajo de graduación en modalidad de trabajo profesional,  
presentado por  
Sergio Estuardo Molina Leal  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería  
Mecatrónica

Guatemala

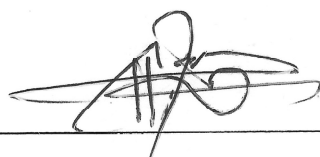
2016

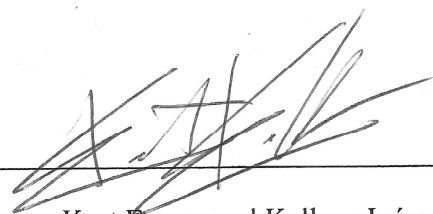
Vo. Bo.:

(f) X   
Roberto Enrique Saravia Fernández

Tribunal Examinador:

(f) X   
Roberto Enrique Saravia Fernández

(f)   
Carlos Alberto Esquit Hernández

(f)   
Kurt Emmanuel Kellner Juárez

Fecha de aprobación: Guatemala, 22 de junio del 2016

## PREFACIO

La elaboración de este trabajo de graduación surgió principalmente de un interés personal en el tema de la rehabilitación de las funciones motoras de la mano, conocer los diferentes enfoques que se han realizado partiendo del uso de exoesqueletos alrededor del mundo. Conociendo lo complejo de la mano y sus funciones es de gran interés personal adentrarme en el estado del arte existente para conocer más sobre cómo implementar los conocimientos que he adquirido a lo largo de la carrera para diseñar un dispositivo que pueda apoyar a la gran cantidad de personas que se ven afectadas por diferentes patologías y lesiones, desde lesiones deportivas hasta accidentes cerebrovasculares que afecta la actividad motriz de la mano.

La idea se gestó a partir del interés personal en el área de diseño y en el área de la robótica aplicada a las diferentes ramas médicas, principalmente la rehabilitación. Pues está dentro de mi consideración personal que la ingeniería mecatrónica es un camino importante para el apoyo al área médica, es su infinito número de aplicaciones.

El principal reto en esta investigación consistió en diseñar un dispositivo que aún no ha sido creado en Guatemala, pensando principalmente en las implicaciones sociales que este dispositivo tendrá y en el impacto social que puede llegar a tener, pues lograría llevar terapia a una mayor cantidad de población guatemalteca.

# CONTENIDO

	Página
Prefacio .....	vi
Contenido .....	vii
Lista de cuadros.....	ix
Lista de figuras .....	xi
Resumen .....	xvii
I. Introducción .....	1
II. Objetivos .....	3
A. General.....	3
B. Específicos .....	3
III. Justificación .....	4
IV. Marco teórico .....	5
A. La mano .....	5
B. Principales afecciones de la mano y rehabilitación.....	10
C. Exoesqueletos de mano en la rehabilitación .....	13
D. Esfuerzos .....	20
E. Análisis de esfuerzo .....	23
V. Antecedentes .....	27
A. Terapias de rehabilitación de mano .....	27
B. Exoesqueletos de mano.....	29
VI. Diseño del mecanismo exoesqueleto.....	32
A. Metodología.....	32
B. Resultados.....	43
C. Discusión .....	53

VII.	Diseño de electrónica del sistema .....	60
A.	Metodología.....	60
B.	Resultados.....	61
C.	Discusión .....	71
VIII.	Diseño de potencia del sistema .....	76
A.	Metodología.....	76
B.	Resultados.....	77
C.	Discusión .....	82
IX.	Presupuesto .....	86
A.	Resultados.....	86
B.	Discusión .....	93
X.	Conclusiones .....	94
XI.	Recomendaciones.....	95
XII.	Bibliografía .....	96
XIII.	Anexos .....	107
XIV.	Glosario.....	115



## LISTA DE CUADROS

Cuadro	Página
1. Matriz de Pugh realizada para determinar el mejor diseño basado en los criterios y ponderación. ....	43
2. Valores críticos para tomar en cuenta para el diseño del dispositivo. ....	43
3. Distancia entre el centro de masa de la falange distal y el eje del servo motor 2. ....	47
4. Distancia entre el centro de masa de la falange proximal y el eje del servo motor 1. ....	48
5. Torque calculado con la Ecuación 2 para los servos de la falange distal y el de la falange proximal. ....	48
6. Resultados de la simulación de esfuerzos del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente. ....	51
7. Resultados de la simulación de esfuerzos del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta. ....	52
8. Descripción y resolución de los pines a utilizar del microcontrolador PIC12F1501. ....	62
9. Valores de señal de control de motor servo. [50] ....	62
10. Valores para calcular la temporización del Timer0. ....	63
11. Valores mínimos y máximos del ancho de pulso de la señal PWM y el valor de esta, según los grados requeridos por el motor. ....	64
12. Valores de velocidad. ....	65
13. Descripción de las etiquetas utilizadas en las líneas del esquemático de la Figura 79. ....	67
14. Especificación de componentes. ....	68
15. Descripción de las etiquetas utilizadas en el diagrama de flujo general del programa. ....	70
16. Especificaciones de voltaje, torque, corriente y precio del motor servo Hitec HS645MG. [57] ...	77
17. Descripción de las etiquetas utilizadas para la Ecuación 13. ....	79

18. Valor de corrientes estimadas para los pines del PIC12F1501. ....	81
19. Potencias, voltajes y corrientes para los motores y el sistema electrónico. ....	81
20. Batería seleccionada. ....	81
21. Listado de piezas a fabricar del exoesqueleto. ....	86
22. Piezas mecánicas para unión y cintas de velcro para ajuste a palma y dedos. ....	87
23. Componentes electrónicos. ....	89
24. Componentes por importar. ....	91
25. Costo total de piezas. ....	92
26. Cuadro comparativo de precios de exoesqueletos de mano. ....	92

## LISTA DE FIGURAS

Figura		Página
1.	Separación de los huesos de la mano por medio de colores. Vista dorsal de la mano derecha.....	5
2.	Articulaciones de la mano, donde se observa la articulación carpometacarpiana (CM), metacarpofalángica (MF), interfalángicas (IF), interfalángica proximal (IFP) e interfalángica distal (IFD).....	6
3.	ROM de rotación respecto a la muñeca, siendo estos: A. desviación ulnar o aducción; B. desviación radial o abducción; C. extensión o dorsiflexión; y, D. flexión o flexión volar. ....	6
4.	Ejes de flexión de los dedos, los cuales convergen al pulso radial. [4] .....	7
5.	Medidas del uno percentil de hombre según el estudio de Henry Dreyfuss Associates. [8].....	8
6.	Vista frontal y lateral de la mano con sus respectivas medidas del 99 percentil (LM), 50 percentil (Mean) y 1 percentil (SM). [9].....	9
7.	Vista lateral de la mano en forma de puño con sus medidas. [9].....	9
8.	Ejercicios para la rehabilitación de movimiento de la mano y la muñeca. [17].....	12
9.	Ejercicios de rehabilitación de movilidad de dedos y muñeca. [17].....	12
10.	ExoHand, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos y el pulgar. [18] .....	13
11.	Exoesqueleto de 18 GDL, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos y el pulgar. [19] .....	14
12.	PERCRO Hand I, exoesqueleto con movimiento de pellizco. [20] .....	14
13.	Exoesqueleto de la Universidad de Vanderbilt, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos sin el pulgar. [21] .....	15
14.	HEXORR, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [22]...	15

15. Exoesqueleto neumático, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [23] .....	16
16. Rutgers Master II, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [24] .....	16
17. Exoesqueleto de movimiento pasivo continuo, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [25] .....	16
18. XT DigiGlide, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [26] .....	17
19. WaveFlex Hand CPM, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [27] .....	17
20. Diagrama de los tipos de actuadores usados en exoesqueletos de mano. ....	18
21. HandSOME, ejemplo de exoesqueleto con actuador pasivo. [28].....	18
22. WHO, ejemplo de exoesqueleto con actuador de efecto térmico de memoria. [29] .....	19
23. Exoesqueleto con músculos artificiales neumáticos como actuadores. [30].....	19
24. Rutgers Hand Master II, ejemplo de exoesqueleto con pistones neumáticos como actuadores. [24] .....	20
25. WaveFlex Hand CPM, ejemplo de exoesqueleto con actuador eléctrico. [27].....	20
26. Representación de una sección transversal de un cilindro que presenta un esfuerzo de tensión. [31] .....	21
27. Representación de una sección transversal de un cuerpo que presenta un esfuerzo de compresión. [31] .....	22
28. Representación de una sección transversal de un cilindro que presenta un esfuerzo de cortante. [31] .....	22
29. Viga sometida a dos fuerzas, presentando flexión. [31] .....	23
30. Cilindro sometido a un esfuerzo de torsión. [31].....	23
31. Diagrama de esfuerzo-deformación de una probeta. [31].....	25

32. Exoesqueleto realizando extensión de dedos. [16] .....	29
33. Vista 3D completa del dispositivo. [42] .....	30
34. Exoesqueleto de mano B.H.O. (Bologna Hand Orthosis) [43] .....	31
35. Exoesqueleto de mano HandSOME. [28].....	31
36. Diseño O. ....	34
37. Bisagra viva o “living hinge”. [45] .....	34
38. Diseño A. ....	35
39. Diseño B. ....	36
40. Diseño C. ....	37
41. Barra de opciones de la pestaña Environments en Autodesk Inventor. ....	38
42. Barra de opciones para realizar un análisis de esfuerzo.....	39
43. Cuadro de configuración inicial para crear un nuevo estudio de análisis de esfuerzo. ....	39
44. Cuadro de configuración de las fuerzas a las que está sometida una pieza.....	40
45. Cuadro de configuración de los momentos a los que está sometida una pieza. ....	40
46. Cuadro de configuración manual de contactos de superficies de las piezas. ....	41
47. Árbol de la simulación donde se muestra el ensamble, las configuraciones y los resultados. ....	41
48. Mapa térmico desplegado por el simulador. ....	42
49. Opciones de configuración visual de los resultados. ....	42
50. Vista frontal y lateral de la mano con sus respectivas medidas del 99 percentil (LM), 50 percentil (Mean) y 1 percentil (SM). [9].....	43
51. Primer diseño, mano extendida.....	44
52. Primer diseño, mano entrecerrada.....	44
53. Primer diseño, mano cerrada. ....	45

54. Isométrico segundo diseño, mano extendida. ....	45
55. Isométrico segundo diseño, mano entrecerrada. ....	45
56. Isométrico segundo diseño, mano extendida, vista trasera. ....	46
57. Vista superior del segundo diseño. ....	46
58. Vista inferior del segundo diseño. ....	47
59. Medición de brazo de fuerza aplicada del centro de las falanges distales hacia el eje del servo. ..	47
60. Medición de brazo de fuerza aplicada del centro de las falanges proximales hacia el eje del servo. .....	48
61. Selección de motor Hitec HS645MG. [48].....	49
62. Motor servo Hitec HS645MG. [49].....	49
63. Listado de materiales de las piezas del ensamblaje definidos para el análisis de esfuerzo. ....	50
64. Restricciones, cargas y tipos de contactos que se usaron para la simulación.....	50
65. Mapa térmico del factor de seguridad del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente. ....	51
66. Mapa térmico de la deformación equivalente del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente. ....	51
67. Vista isométrica de la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar cada dedo individualmente. ....	52
68. Vista isométrica de la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar todos los dedos en conjunto. ....	52
69. Mapa térmico del factor de seguridad del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta.....	53
70. Mapa térmico de la deformación equivalente del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta.....	53
71. Diagrama de entradas y salidas del sistema electrónico. ....	60

72. Descripción de periodo y ancho de pulso de los motores servo Hitec. [50] .....	60
73. PIC12F1501. Seleccionado como microcontrolador. [53].....	61
74. Tabla de descripción de los pines del microcontrolador PIC12F1501. [53] .....	61
75. Frecuencias del oscilador interno del PIC12F1501. Se seleccionó 4MHz. [53] .....	62
76. Descripción del módulo del Timer0. [53].....	62
77. Valores del prescalar del Timer0, usado para calcular la temporización de la interrupción del Timer0. [53].....	63
78. Formato de resultado de la conversión del módulo ADC de 10 bits de resolución. [53].....	64
79. Esquemático de placa del sistema electrónico. ....	66
80. Placa de circuito impreso, vista superior de conexiones; rojo superior de la placa, azul, inferior. 67	
81. Recomendación de valor de resistencia para señal analógica de voltaje del ADC. [53].....	67
82. Diagrama de flujo: Configuración inicial, inicialización de variables, estado Sleep y lectura de valores de grados y velocidad. ....	68
83. Diagrama de flujo: Movimiento de cierre de mano. ....	69
84. Diagrama de flujo: Movimiento de apertura de mano. ....	70
85. Voltaje de operación del PIC12F1501 y corriente alta de los pines. [53].....	77
86. Corriente de fuga de entrada y débil de pull-up; voltaje bajo y alto de salida del PIC12F1501. [53] .....	77
87. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador. [55] .....	78
88. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55] .....	78
89. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55] .....	79
90. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55] .....	79
91. Corriente de alimentación del PIC12F1501 según el oscilador interno. [53] .....	80

92. Tabla donde se explica el valor de la corriente de alimentación dependiendo del voltaje de alimentación y la frecuencia del reloj. [53].....	80
93. Batería para el dispositivo. [58].....	82



## RESUMEN

La rehabilitación es un área que ha ido en crecimiento conforme la tecnología ha avanzado, no obstante, esta área no se ha desarrollado completamente en relación con el uso de tecnología en Guatemala y aún menos en el área de rehabilitación motora de manos apoyada de la tecnología. Debido a esto este trabajo de investigación pretende diseñar un exoesqueleto de mano para que permita apoyar la rehabilitación de funciones motoras de pacientes que sufran diversas patologías que creen espasticidad en sus articulaciones.

El objetivo de la investigación consistió en diseñar un exoesqueleto que permitiese terapias como la de movimiento pasivo continuo, logrando ejercitar las articulaciones del paciente al abrir y cerrar lentamente la mano, evaluando inicialmente las dimensiones necesarias, y luego los sistemas mecánicos, electrónicos y de potencia eléctrica para realizar los movimientos requeridos.

Para diseñar el exoesqueleto se determinaron tres temas a considerar, el sistema mecánico, el sistema electrónico y el sistema de potencia eléctrica. Para lo cual se valió principalmente del análisis documental y bibliográfico para determinar la viabilidad de uso de los diferentes componentes seleccionados.

Se concluyó con la viabilidad del diseño del exoesqueleto estableciendo un rango de movimiento para las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de  $0^{\circ}$  a  $90^{\circ}$ , en un rango de velocidades de  $5^{\circ}/s$  a  $15^{\circ}/s$ .

# I. INTRODUCCIÓN

Este proyecto consiste en diseñar un exoesqueleto que permita apoyar las actuales terapias de rehabilitación motora de mano que se realizan en Guatemala. El proyecto busca diseñar un exoesqueleto funcional para mano que no solo apoye a la terapia de rehabilitación sino en un futuro pueda mejorar los ejercicios que se utilizan para la rehabilitación motora en pacientes con rigidez en las manos causadas por derrames o ciertas patologías, y además mantenga un precio accesible para la población guatemalteca u otros países en vías de desarrollo, y para que en un futuro se logre reducir el tiempo de terapia. Se pretende además sentar una base para dispositivos exoesqueletos para la rehabilitación de funciones motoras, en este caso específicamente de la mano. Se evalúan aspectos como el diseño mecánico, electrónico y potencia eléctrica del dispositivo para evaluar la viabilidad de fabricar un exoesqueleto de mano que pueda ser usado con pacientes que sufren espasticidad en la mano por diversas afecciones.

La investigación consiste en diseñar un dispositivo que pueda realizar terapias de mano como el movimiento pasivo continuo donde se abre y cierra la mano sin que el paciente ejerza una fuerza de resistencia sobre el dispositivo, pero realizando un movimiento continuo para la ejercitación de articulaciones y músculos de la mano para mejorar la técnica y el tiempo de rehabilitación necesario. Para esto se diseñó un dispositivo que pueda realizar movimiento de los dedos en conjunto, evaluando primeramente las dimensiones necesarias para el diseño del exoesqueleto para uso de pacientes adultos.

La metodología utilizada para el diseño mecánico fue inicialmente un análisis bibliográfico del estado del arte existente concerniente a los diferentes exoesqueletos de mano utilizados o en desarrollo, luego se evaluaron cuatro diferentes diseños propuestos por medio de una matriz de Pugh, también conocida como matriz de comparación, por medio de la cual se seleccionó un diseño a realizar, haciendo uso del software Inventor Autodesk se diseñaron las diferentes partes que componen el exoesqueleto y finalmente se evaluó documentalmente la fuerza de resistencia ejercida por pacientes con espasticidad para lograr seleccionar un actuador adecuado. En cuanto al diseño del sistema electrónico se evaluó inicialmente las diferentes entradas y salidas del sistema a diseñar, para luego seleccionar un microcontrolador, evaluando luego la viabilidad del uso del microcontrolador seleccionado por medio de la verificación del uso de registros y parámetros internos, finalmente se realizó un diagrama de flujo determinando el flujo para un programa para terapia de movimiento pasivo continuo. Por otro lado, la metodología utilizada para la determinación del sistema de potencia eléctrica del sistema se evaluó las corrientes y voltajes de los diversos componentes seleccionados con el fin de determinar una fuente de alimentación para los actuadores y otra para el sistema electrónico.

Se logró diseñar un dispositivo exoesqueleto capaz de realizar terapia de movimiento pasivo continuo seleccionando como componentes de mayor importancia dos motores servo Hitec HS645MG, un microcontrolador PIC12F1501, y dos baterías, una de polímero de litio-ion para el sistema electrónico y un set de baterías recargables de NiMH para los motores servo. Así mismo el dispositivo es capaz de ajustar la talla del

usuario. Por otro lado, el exoesqueleto permite el rango de movimiento de 0° a 90° en un rango de 100 bits de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de todos los dedos, obviando el pulgar. Además de esto se estableció un rango de velocidades de 5°/s la mínima hasta 15°/s la máxima.

Finalmente se recomiendan distintas líneas de investigación a seguir al momento de evaluar la continuación de este proyecto. La primera y casi inmediata es la construcción del dispositivo y la prueba de este, pero además de esto también existen diferentes líneas de continuación, como el manejo del dispositivo de forma remota por medio de una aplicación, el uso de programas o juegos virtuales donde el paciente requiera realizar diversos movimientos.

## II. OBJETIVOS

### A. General

Diseñar un dispositivo exoesqueleto para terapia física de rehabilitación de funciones motoras de mano, que permita ejercitar el movimiento de todos los dedos de forma conjunta.

### B. Específicos

1. Determinar dimensiones necesarias para un exoesqueleto de mano para pacientes adultos.
2. Diseñar sistema mecánico del dispositivo que permita cerrar la mano.
3. Diseñar sistema electrónico con el que se controlará el dispositivo.
4. Diseñar sistema de potencia con el que el dispositivo realizará el movimiento.

### III. JUSTIFICACIÓN

En Guatemala como en el mundo existe una cantidad considerablemente alta de personas que han sufrido un derrame o cuentan con ciertas patologías que llegan a desarrollar rigidez en articulaciones y dolores musculares, los cuales inhiben a la persona a realizar actividades motoras cotidianas, además de otros problemas. Debido a esto se necesita de diversos tipos de terapia para reestablecer al paciente, como lo son la fisioterapia, terapias ocupacionales, terapias del habla, entre otras.

La fisioterapia que se requiere para este tipo de aflicciones debe llevarse a cabo durante un largo periodo de tiempo para que la persona pierda la rigidez de sus extremidades y reduzca el dolor de las mismas; lo cual se refleja en altos gastos médicos, y una gran cantidad de tiempo invertido, más si no se apoya de la tecnología, pues no siempre se le puede dar el debido seguimiento y generalmente las terapias dependen del tiempo que el fisioterapeuta pueda invertir por paciente, el cual dependiendo de la terapia realizada y cuan afectado el paciente este, puede tener una duración de entre 15 minutos hasta incluso horas con diferentes sesiones de diferentes terapias.

Las terapias de rehabilitación han evolucionado a lo largo de los años y conforme a las nuevas tecnologías; sin embargo, en Guatemala existen una mínima cantidad de centros de rehabilitación que hacen uso de tecnologías para poder hacer más efectiva la recuperación y reducir el tiempo de terapia, principalmente en el área de la mano. Esto debido al alto precio de esta tecnología que en su mayoría debe ser importados, por lo que no en todos los centros en el país lo utilizan, sin embargo, existen centros en los que se encuentran principalmente dispositivos puramente mecánicos.

Por este motivo se busca diseñar un dispositivo exoesqueleto que apoye a terapias de rehabilitación para funciones motoras en pacientes con rigidez en las manos causadas por derrames u otras patologías, que mantengan un precio accesible para la población guatemalteca u otros países en vías de desarrollo y para que en un futuro se logre reducir el tiempo de terapia y mejorar los resultados de estas.

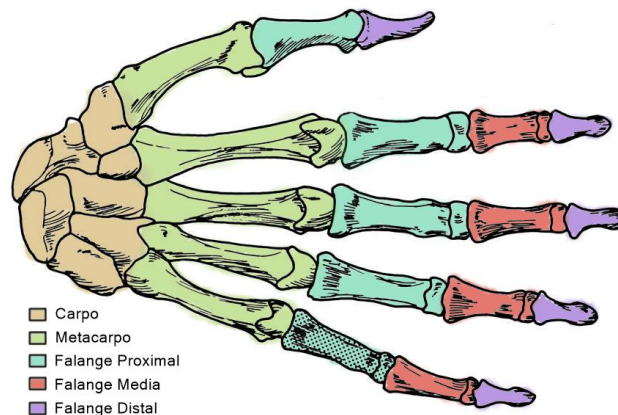
## IV. MARCO TEÓRICO

### A. La mano

#### 1. Anatomía de la mano

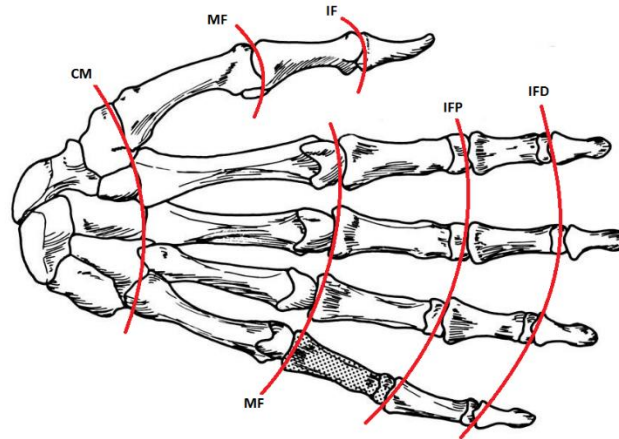
La mano es un órgano complejo que se encuentra conformado por 27 huesos, 35 músculos, 48 nervios y 123 ligamentos. Los huesos de la mano se dividen en tres regiones, 8 en el carpo o muñeca, 5 en el metacarpo o palma y 14 dígitos o falanges. Los huesos del carpo se encuentran organizados en dos grupos de cuatro hileras, la fila proximal y la fila distal. La fila proximal está conformada por el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme; mientras la fila distal, por el trapecio, el trapezoide, el grande y el ganchoso. De los huesos metacarpianos existen 5 por mano y uno por cada dedo y el pulgar. Las falanges se encuentran distribuidas dos en el pulgar y tres falanges por dedo en los cuatro dedos: índice, medio, anular y meñique; las falanges se dividen en falange distal, falange media y falange proximal; el pulgar es el único que no cuenta con una falange media. [1] [2] (Ver Figura 1)

Figura 1. Separación de los huesos de la mano por medio de colores. Vista dorsal de la mano derecha.



En la Figura 2 se pueden observar parte de las articulaciones con las que cuenta la mano, la articulación entre los huesos carpianos y los metacarpianos recibe el nombre de articulación carpometacarpiana; mientras la que se encuentra entre los huesos metacarpianos y las falanges, recibe el nombre de metacarpofalángica. Debido a que el pulgar cuenta únicamente con dos falanges, proximal y distal, este cuenta con una articulación, llamada interfalángica; mientras los dedos cuentan con dos articulaciones: interfalángica proximal entre la falange proximal y la media; y la interfalángica distal entre la falange media y la distal. Las articulaciones interfalángicas, tanto la del pulgar como la proximal y la distal, cuentan únicamente con 1 grado de libertad (GDL); mientras la articulación metacarpofalángica cuenta con 2 GDL, al igual que la articulación carpometacarpiana. [3] [4]

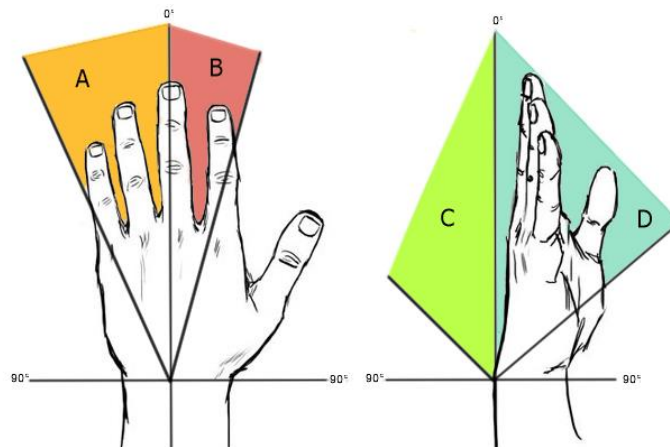
Figura 2. Articulaciones de la mano, donde se observa la articulación carpometacarpiana (CM), metacarpofalángica (MF), interfalángicas (IF), interfalángica proximal (IFP) e interfalángica distal (IFD).



## 2. Movimiento de la mano

La mano cuenta con ángulos de rotación respecto a cada una de sus articulaciones. Como se observa en la Figura 3, existen cuatro ángulos: aducción que también es conocida como desviación ulnar; abducción o desviación radial; extensión o dorsiflexión; y flexión o también conocida como flexión volar. El rango de amplitud de movimiento (ROM, por sus siglas en inglés) de la mano desde la muñeca es de 15° de abducción a 45° de aducción; y, 85° de flexión y de extensión. Sin embargo, estos ROMs difieren de las articulaciones que se tomen como referencia, en el caso del dedo índice el ángulo de flexión máximo medido desde la articulación metacarpofalángica es cercano a 90° e incrementa gradualmente por dedo hasta aproximadamente 95° para el dedo meñique. Mientras que los ángulos de abducción y aducción máximos para el dedo índice son de 30°, siendo la abducción y aducción del índice el máximo de los dedos. [4] [5]

Figura 3. ROM de rotación respecto a la muñeca, siendo estos: A. desviación ulnar o aducción; B. desviación radial o abducción; C. extensión o dorsiflexión; y, D. flexión o flexión volar.



Las articulaciones metacarpofalángicas cuentan con 2 GDL, lo que se traduce en que estas articulaciones cuentan con ángulos de extensión, flexión, abducción y aducción; mientras que las articulaciones interfalángicas, interfalángicas proximales y distales cuentan únicamente con 1 GDL teniendo únicamente flexión y extensión. En el caso de las articulaciones interfalángicas proximales el ángulo máximo de flexión sobrepasa levemente los 90°, mientras el de extensión es cerca de los 5°; en el caso de las articulaciones interfalángicas distales el ángulo máximo de flexión se acerca a los 90°, mas no los sobrepasa, mientras el de extensión, al igual que la articulación interfalángica proximal, es cercano a los 5°. Al momento de realizar extensión o flexión de las articulaciones interfalángicas distales resulta difícil realizar estos movimientos sin que se muevan las articulaciones interfalángicas proximales. [4]

Los ejes de los dedos durante la flexión convergen a un mismo punto, el cual corresponde al pulso radial. Como puede observarse en la Figura 4 el dedo índice es el único que se flexiona estrictamente sobre el plano sagital, mientras los demás se encuentran en un plano oblicuo al sagital con mayor oblicuidad mientras se alejan del dedo índice. [4]

Figura 4. Ejes de flexión de los dedos, los cuales convergen al pulso radial. [4]



### 3. Dimensiones antropométricas

El ser humano difiere en gran medida en sus características alrededor del mundo por lo que existen diversos estudios en relación con varios aspectos: aspectos sociales, culturales y físicos, entre otros. En cuanto a estudios de aspectos físicos se encuentran varios; principalmente en infantes, los cuales son utilizados para evaluar el correcto crecimiento de los infantes y evaluar cambios en dietas o evaluación de factores como desnutrición infantil, entre otros. En cuanto a publicaciones de medidas antropométricas de adultos son más escasas y son principalmente utilizadas para diseño.

Henry Dreyfuss Associates (1993:26), una consultora de diseño industrial ha guiado por más de 60 años diversos estudios en el campo de los factores humanos, en su libro *The Measure of Man and Woman* realiza un





En la Figura 6 y Figura 7 se pueden observar las diversas dimensiones de la mano, teniendo vistas frontal y lateral de la mano extendida, así como vista lateral de la mano en puño. En las figuras se observa, además que para cada medida se presentan tres diferentes medidas en dos diferentes sistemas de medición, siendo en la parte superior o izquierda medidas en sistema inglés, mientras las inferiores o derechas corresponden a medidas en sistema internacional. Las tres medidas que se observan por los distintos sistemas son del 99 percentil (LM), 50 percentil (MEAN) y 1 percentil (SM), leyéndose estos de izquierda a derecha o de abajo a arriba. Las unidades utilizadas para el sistema inglés son pulgadas, mientras las utilizadas para el sistema internacional son milímetros.

Figura 6. Vista frontal y lateral de la mano con sus respectivas medidas del 99 percentil (LM), 50 percentil (Mean) y 1 percentil (SM). [9]

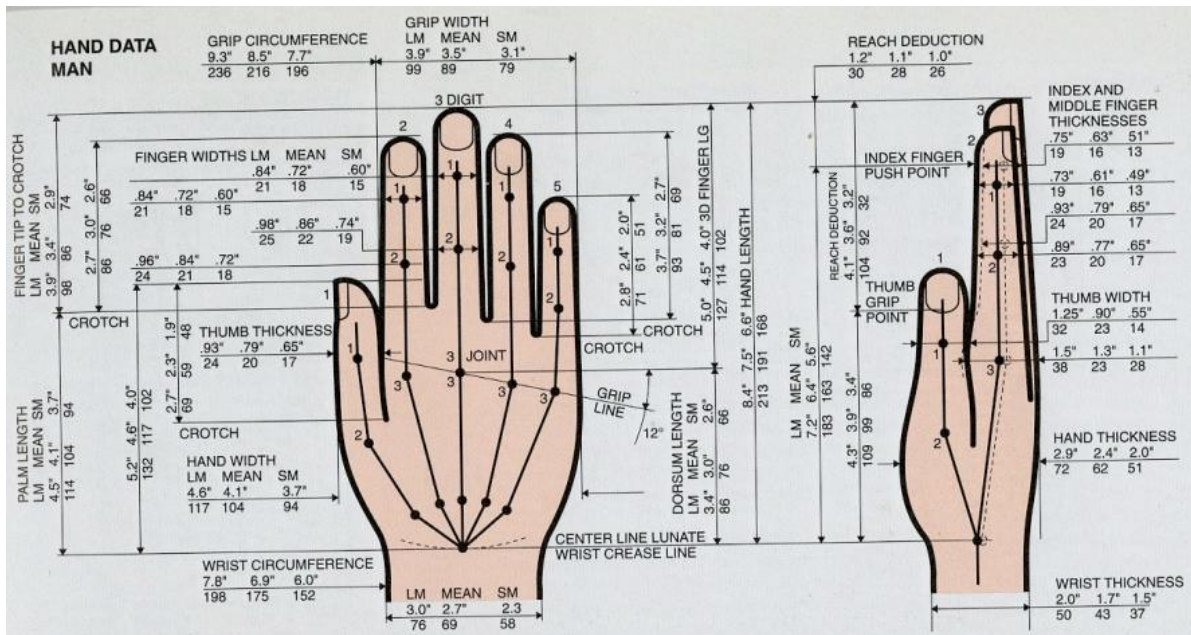
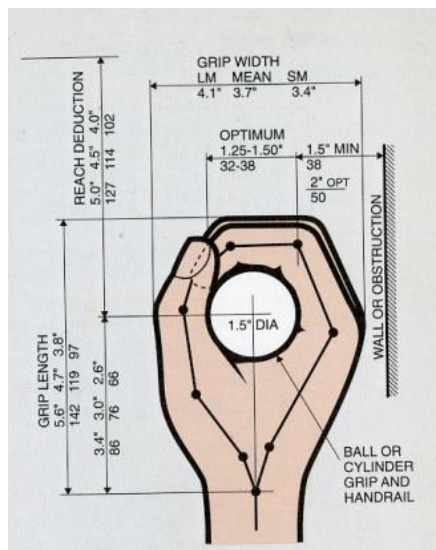


Figura 7. Vista lateral de la mano en forma de puño con sus medidas. [9]



## B. Principales afecciones de la mano y rehabilitación

La mano es una de las partes del cuerpo más complejas y funcionales, por lo que al quedar deshabilitada una persona del uso de esta, la vida de esta persona se ve afectada de sobremanera. La mano puede verse afectada de diferentes formas, algunas más comunes que otras, pero así también, algunas más dañinas que otras. Por esto mismo es imperativo el conocimiento de las diferentes afecciones, y como estas pueden ser tratadas, pues existen diversos tipos de terapias. Entre las afecciones más comunes y perjudiciales que afectan la mano, se encuentran las lesiones tendinosas y ligamentosas, infecciones, lesiones articulares como la artrosis, fracturas, patologías vasculares, lesiones neurológicas periféricas como el síndrome del túnel carpiano, así como los accidentes cerebrovasculares, entre otros. [10]

### 1. Accidentes cerebrovasculares

Los accidentes cerebrovasculares constituían la segunda causa de mortalidad a nivel mundial, atrás de enfermedades cardíacas, en el año 2010. Afectando en ese año a 33 millones de personas, de las cuales 16.9 millones tenían su primer accidente cerebrovascular. Siendo los accidentes cardiovasculares la causa principal de discapacidad. [11]

Por otra parte, Guatemala ha realizado estudios con relación a enfermedades cardíacas y enfermedades cerebrovasculares, para el año 2009, el informe de situación de salud en las Américas, se presenta el país como uno de los países con mayor razón de mortalidad prematura causado por accidentes cerebrovasculares, con un porcentaje de 31.9% a 38.8%. Según estadísticas del Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social, los accidentes cerebrovasculares presentan el quinto lugar de mortalidad general en el país, mientras se encuentra entre las dos primeras causas, junto a la diabetes mellitus, como causa de mortalidad por afecciones crónicas. [12]

Hay que tomar en cuenta que de las personas que sufren un accidente cerebrovascular no todas fallecen, pero de las que sobrevive el evento se ven afectadas por espasticidad, hiperreflexia, así como postura de flexión tanto de la articulación radiocarpiana como de los dedos. La parálisis crónica de esta patología se ve afectada por la carencia de actividad de los músculos. [2]

### 2. Lesiones traumáticas de la mano

Las lesiones traumáticas de la mano es una de las afecciones que ocupan los primeros lugares en percances de accidentes en el trabajo, además son de las principales causas para la incapacidad por accidente en el trabajo. Estas al igual que todas las afecciones deben ser tratadas lo antes posible para poder reducir de sobremanera los tiempos de rehabilitación del paciente. Dentro del grupo de lesiones traumáticas de la mano se presentan diversas afecciones, como lo son: lesiones abiertas, cerradas, complejas o simples; signo de Tinel; deformidad en mazo o en Botonniere; entre otras. [13]

López *et. al.* (2003:110), en su guía clínica para la atención de lesiones traumáticas de la mano, explica las lesiones abiertas, consisten en lesiones que ocasionan «pérdida de la continuidad de la piel y de tejido celular subcutáneo.» Las lesiones cerradas son aquellas producidas por traumatismos con la diferencia de las abiertas, que en este caso no cuentan con pérdida de la continuidad de la piel. En cuanto a la lesión compleja y simple estas pueden ser ya sea lesiones abiertas o cerradas, con la diferencia que las complejas tienen un daño óseo, articular o vasculotendinoso; mientras la simple no compromete «en forma importante la funcionalidad de la mano y cuya resolución puede llevarse a cabo en el primer nivel de atención.» [13]

### 3. Artrosis y artritis

La artrosis es una afección degenerativa articular, siendo esta la más común de las enfermedades articulares. Afecta distintas articulaciones del cuerpo, como el cuello, rodillas, caderas y los dedos. Según González *et. al.* (2011:14), el 70% de los adultos mayores de 70 años presentan evidencia radiológica, pero solo la mitad desarrolla los síntomas. Esta enfermedad produce dolor y deterioro en cuanto a las funciones de las personas que lo padecen. El tratamiento sin uso de fármacos está conformado por ejercicios para recuperar el movimiento articular e incrementar la fuerza muscular; además de incrementar la capacidad aeróbica. [14]

En cuanto a la artritis, esta consiste en inflamación de ya sea una o varias articulaciones, con lo cual se va degradando el cartílago, logrando que la carencia parcial de cartílago exista roce de los huesos, causando dolor, hinchazón, rigidez, inflamación y movimientos limitados. Al igual que la artrosis, la artritis afecta articulaciones de todo el cuerpo, como las muñecas, las rodillas, tobillos, dedos de la mano, entre otras. Si no se trata, las articulaciones comienzan a verse afectado el rango de movimiento y puede terminar en deformaciones. [14]

### 4. Rehabilitación

Debido a las diferentes afecciones que pueden incurrir en la inmovilización de la mano, existen diversos enfoques por medio de los cuales se puede lograr una recuperación o bien disminución importante de los síntomas que sufre el paciente. González *et. al.* (2011) en su estudio *Rehabilitación de las manos con artritis y artrosis en terapia ocasional*, Brotzman (2012) con *Lesiones de muñeca y mano*, o López *et. al.* (2003) con *Guía clínica para la atención de lesiones traumáticas de la mano*, entre muchos otros autores hablan sobre la movilización de la mano y de las articulaciones en afecciones que afectan las mismas. [14] [15] [13]

La mano y los dedos requieren de diversos ejercicios los cuales se ejecutan por medio del apoyo de una persona capacitada para realizarlos, aunque gracias a la tecnología cada vez se puede optar más por dispositivos que apoyen esta rehabilitación. [16] En las Figura 8 y Figura 9 puede observarse diversos ejercicios básicos y sencillos que al realizarlos los pacientes presentarían una rehabilitación con mayor eficacia para poder recuperar movilidad en articulaciones dañadas por las distintas afecciones. [16] [17]

Figura 8. Ejercicios para la rehabilitación de movimiento de la mano y la muñeca. [17]



Figura 9. Ejercicios de rehabilitación de movilidad de dedos y muñeca. [17]



Aunque existe una diversidad enorme de movimientos de dedos, mano o muñeca, estos tienden a ser variables de los observados en las Figura 8 y Figura 9, debido a esto diversos diseños ya existentes en el mercado o en proceso de desarrollo se basan en uno o varios de estos movimientos para poder proporcionar al paciente una rehabilitación eficiente.

## C. Exoesqueletos de mano en la rehabilitación

### 1. Movimiento de los dedos

Cuando se observa gran parte de la variedad de exoesqueletos de mano utilizados para la rehabilitación o bien para el aumento de la fuerza del usuario, puede observarse principalmente cuatro diferentes tipos de exoesqueleto en cuanto al movimiento de los dedos, de los cuales tres son principales. Uno de los tipos principales de movimiento de los dedos que se observa al estudiar estos exoesqueletos es el movimiento independiente de cada uno de los dedos y del pulgar; otro enfoque es el movimiento conjunto de los dedos y del pulgar; también se observan, los exoesqueletos que mueven los dedos en forma conjunta, sin mover el pulgar; mientras el enfoque menos usado es el del movimiento independiente de los dedos sin mover el pulgar.

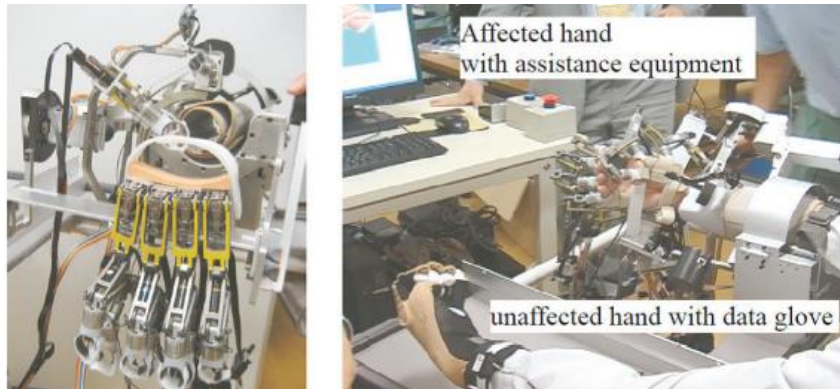
Entre los exoesqueletos de mano con movimiento independiente de cada uno de los dedos y del pulgar se encuentra una amplia variedad, variando en actuadores, materiales, tamaño, complejidad, entre otros factores. En la Figura 10 y Figura 11 se observan ejemplos de exoesqueletos que permiten la movilidad de cada uno de sus dedos y el pulgar, la Figura 10 se muestra el exoesqueleto ExoHand de la compañía Festo, el cual usa actuadores neumáticos, mientras en la Figura 11 se observa un exoesqueleto de 18 GDL el cual usa actuadores eléctricos.

Figura 10. ExoHand, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos y el pulgar. [18]



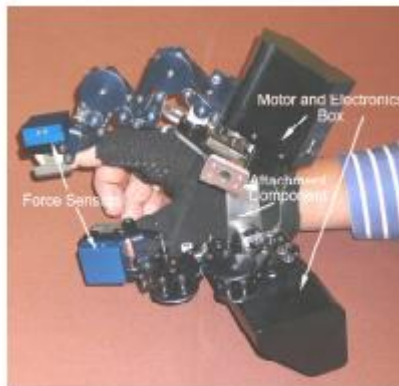


Figura 11. Exoesqueleto de 18 GDL, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos y el pulgar. [19]



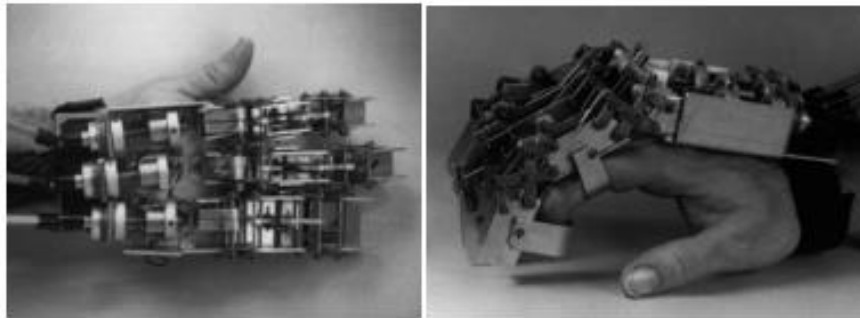
Cabe destacar que también existen exoesqueletos que están contruidos para hacer un movimiento de pellizco, dándole movimiento únicamente al pulgar y al dedo índice; pero debido a que el mecanismo del dedo índice se puede replicar para los demás dedos, este grupo entra dentro del movimiento independiente de los dedos y del pulgar. (Ver Figura 12)

Figura 12. PERCRO Hand I, exoesqueleto con movimiento de pellizco. [20]



Así mismo, se encuentran en menor número exoesqueletos con movimiento independiente de los dedos sin mover el pulgar. Estos al igual que el grupo anterior siguen siendo de gran tamaño debido a la cantidad de actuadores para mover los dedos. En la Figura 13, puede observarse un exoesqueleto de la Universidad de Vanderbilt donde esencialmente tiene tres dedos, índice, medio y el conjunto del anular y meñique.

Figura 13. Exoesqueleto de la Universidad de Vanderbilt, ejemplo de exoesqueleto con movimiento independiente de los dedos sin el pulgar. [21]



Por otra parte, los exoesqueletos con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar; también son variados, aunque se puede observar la disminución de tamaño en consideración a los dos grupos anteriores, esto debido a que no usan tantos actuadores permitiendo una mayor portabilidad al usuario, sacrificando algunos movimientos como el de separación de los dedos (ver Figura 8) u oposición (ver Figura 9), logrando principalmente dos movimientos, puño y extensión de los dedos (ver Figura 8). Esto puede observarse claramente en las siguientes imágenes donde se presentan HEXORR, un exoesqueleto con actuadores eléctricos (ver Figura 14); un exoesqueleto con actuadores neumáticos y materiales suaves (ver Figura 15); y, por último, Rutgers Master II, un exoesqueleto con actuadores neumáticos de pistón (ver Figura 16).

Figura 14. HEXORR, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [22]





Figura 15. Exoesqueleto neumático, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [23]

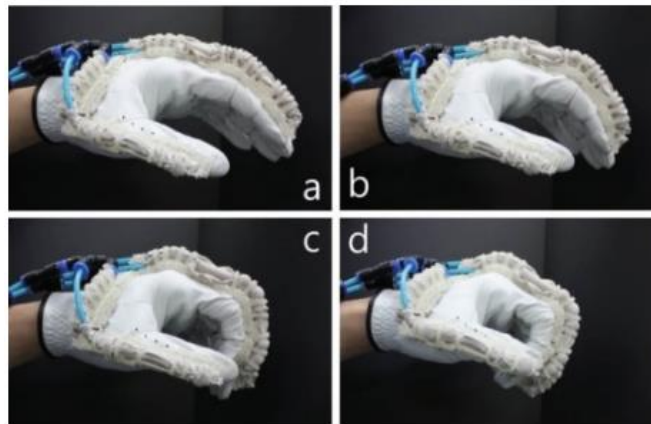


Figura 16. Rutgers Master II, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos y del pulgar. [24]



Por último, también se observan, los exoesqueletos que mueven los dedos en forma conjunta, sin mover el pulgar, estos al igual que el grupo anterior pueden realizar dos movimientos importantes de rehabilitación, puño y extensión de dedos (ver Figura 8). En este caso la mayoría de los exoesqueletos tiende a ser principalmente eléctricos. Ejemplos de esto pueden ser observados en las Figura 17, Figura 18 y Figura 19.

Figura 17. Exoesqueleto de movimiento pasivo continuo, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [25]

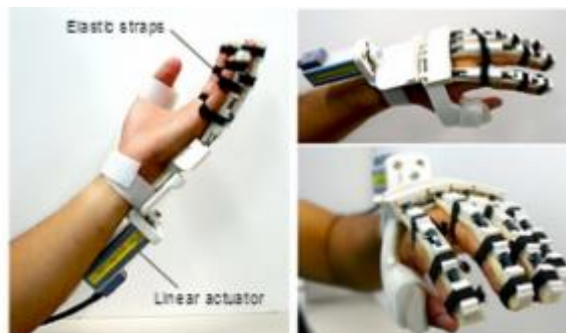


Figura 18. XT DigiGlide, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [26]

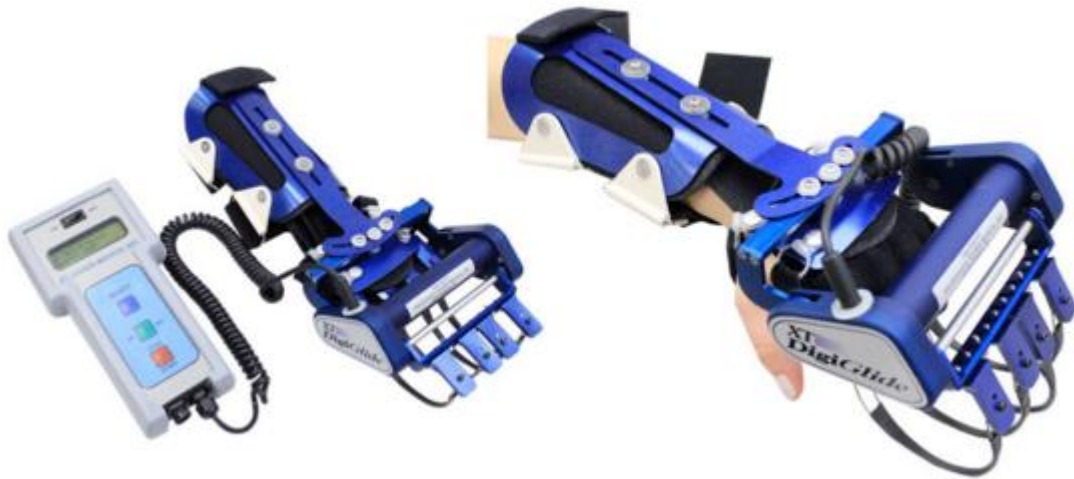


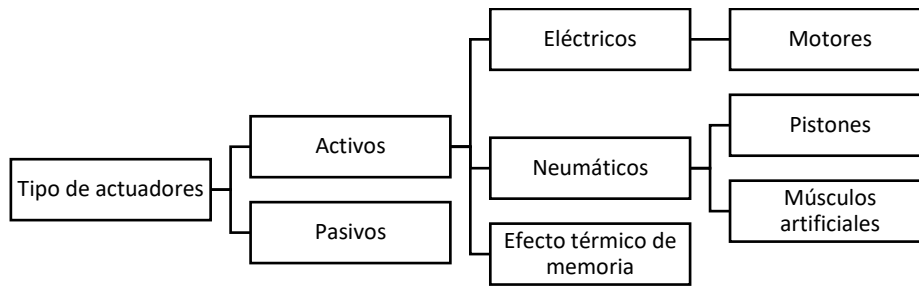
Figura 19. WaveFlex Hand CPM, ejemplo de exoesqueleto con movimiento conjunto de los dedos, sin el pulgar. [27]



## 2. Tipos de actuadores

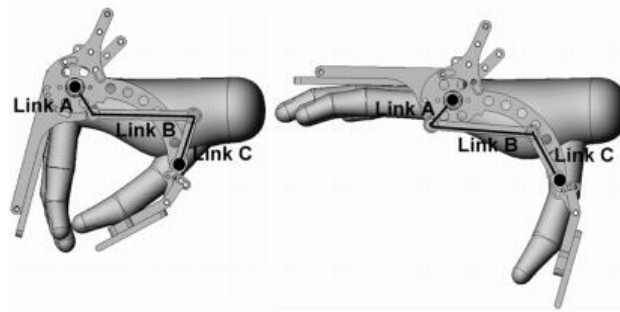
Heo *et. al.* (2012) dentro de su artículo “Current Hand Exoskeleton Technologies for Rehabilitation and Assistive Engineering” hace una recopilación muy completa de los distintos exoesqueletos y una clasificación de como el mecanismo de estos es impulsado. Entre estos Heo *et. al.* separa dos tipos de actuadores: activos y pasivos; de los cuales separa los actuadores activos en tres, eléctricos (motores), neumáticos (pistones y músculos artificiales) y el efecto térmico de memoria, un diagrama de esto puede observarse en la Figura 20. [5]

Figura 20. Diagrama de los tipos de actuadores usados en exoesqueletos de mano.



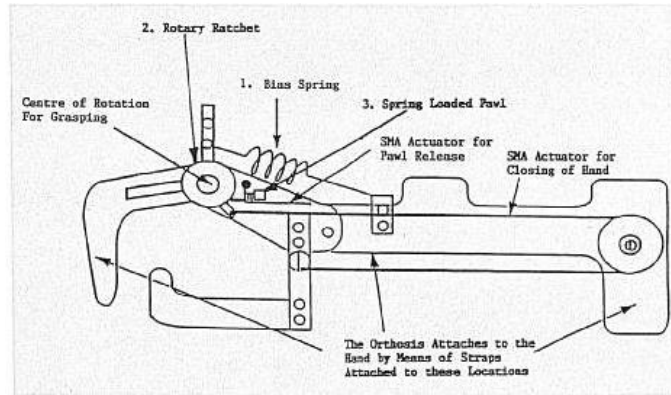
Entre los exoesqueletos de mano con actuadores pasivos se encuentra el exoesqueleto Hand Spring Operated Enhancer (HandSOME), el cual apoya al paciente al momento de abrir la mano por medio del uso de una serie de tendones elásticos que aplica a las articulaciones un torque extensor y compensa la hipertonía flexor. [28] (Ver Figura 21)

Figura 21. HandSOME, ejemplo de exoesqueleto con actuador pasivo. [28]



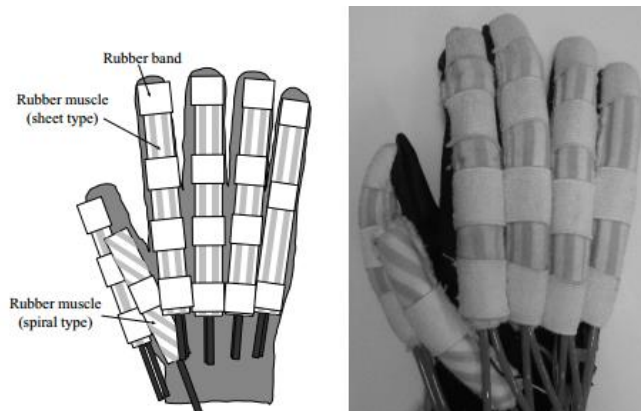
Por otra parte, se encuentra dentro de los actuadores activos los actuadores de efecto térmico de memoria; como el exoesqueleto Wrist-Hand Orthosis (WHO), el cual consiste en un actuador de efecto térmico de memoria para la flexión del dedo, así como un resorte para la extensión. Todo activado por medio de un interruptor de sorber-soplo teniendo un control de encendido-apagado con un límite definido. Este exoesqueleto fue pensado para dar asistencia a pacientes cuadripléjicos. [29] (Ver Figura 22)

Figura 22. WHO, ejemplo de exoesqueleto con actuador de efecto térmico de memoria. [29]



Así mismo, están los actuadores de músculos artificiales neumáticos, estos consisten en músculos artificiales elásticos alrededor de los dedos, con el fin de que al momento de accionarlos neumáticamente estos cierren la mano. Un ejemplo de esto puede observarse en la Figura 23. [30]

Figura 23. Exoesqueleto con músculos artificiales neumáticos como actuadores. [30]



Los exoesqueletos con pistones neumáticos como actuadores pueden tener diversas formas y tamaños, pero como su nombre lo indica estos están controlados por pistones neumáticos que realizan el movimiento de los dedos. El Rutgers Hand Master II, es uno de estos, este está compuesto por cuatro pistones neumáticos colocados en la palma de la mano, sujetándose a la mano por medio de anillos en los dedos. [24] (Ver Figura 24)

Figura 24. Rutgers Hand Master II, ejemplo de exoesqueleto con pistones neumáticos como actuadores. [24]



Por último, se encuentran los actuadores eléctricos, que constituyen los motores eléctricos, dentro de los cuales entran los motores DC, AC, de inducción, síncronos, servo. [5] Un ejemplo de esto es el WaveFlex, el cual es un exoesqueleto de movimiento continuo pasivo (CPM, por sus siglas en inglés). Este consiste en una barra de accionamiento con la que logra el movimiento flexor y extensor de todo el rango de movimiento de los dedos. [27] (Ver Figura 25)

Figura 25. WaveFlex Hand CPM, ejemplo de exoesqueleto con actuador eléctrico. [27]



## D. Esfuerzos

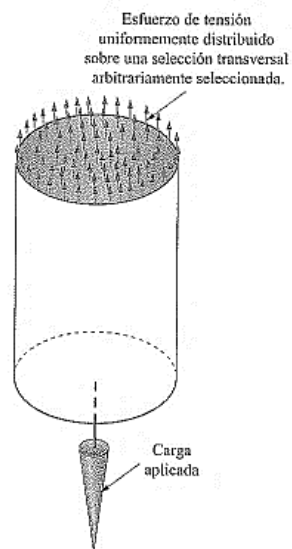
El esfuerzo se define como la resistencia interna por unidad de área que presenta un cuerpo cuando se le aplica o bien soporta una carga aplicada externamente. [31] Es fundamental evaluar el efecto que las fuerzas aplicadas tendrán sobre una estructura, pues una fuerza o momento aplicado a un cuerpo no generará el mismo esfuerzo

sobre cada superficie del cuerpo en cuestión, además el esfuerzo al que estará sometido un cuerpo se ve afectado por la forma en la que se aplique la fuerza.

## 1. Tensión.

Un esfuerzo tensional es aquel que se traduce a la aplicación de dos fuerzas actuando en un cuerpo en sentido contrario. Este tipo de esfuerzo causa un alargamiento sobre el eje en el que son aplicadas las dos fuerzas, causando al mismo tiempo un acortamiento en los dos ejes restantes. En la Figura 26 puede observarse un cilindro al que se le aplica una carga de tensión en la parte inferior, y al realizar una sección transversal arbitraria puede observarse como este presenta internamente un esfuerzo de tensión distribuido de manera uniforme. [31]

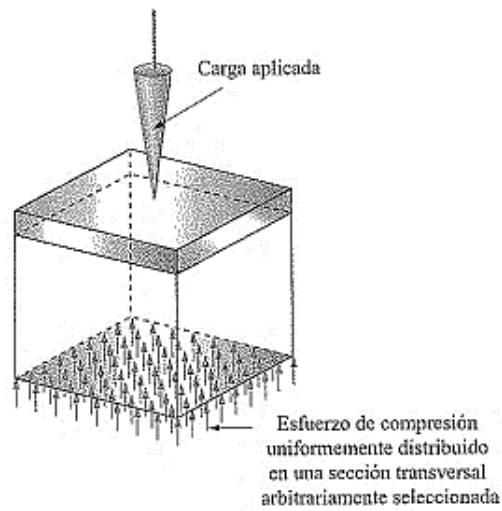
Figura 26. Representación de una sección transversal de un cilindro que presenta un esfuerzo de tensión. [31]



## 2. Compresión.

Un esfuerzo de compresión se da también con la aplicación de dos fuerzas actuando en sentido contrario en un cuerpo, pero a diferencia del esfuerzo de tensión, el de compresión tiende a causar un acortamiento sobre el eje en el que se están aplicando las dos fuerzas. Así mismo, hay un alargamiento en los dos ejes donde no se aplican las dos fuerzas. Al igual que con el esfuerzo de tensión, se observa en la Figura 27 un cuerpo al que se le aplica una carga de compresión en la parte superior, y al realizar una sección transversal arbitraria puede observarse como este presenta internamente un esfuerzo de compresión uniformemente distribuido. [31]

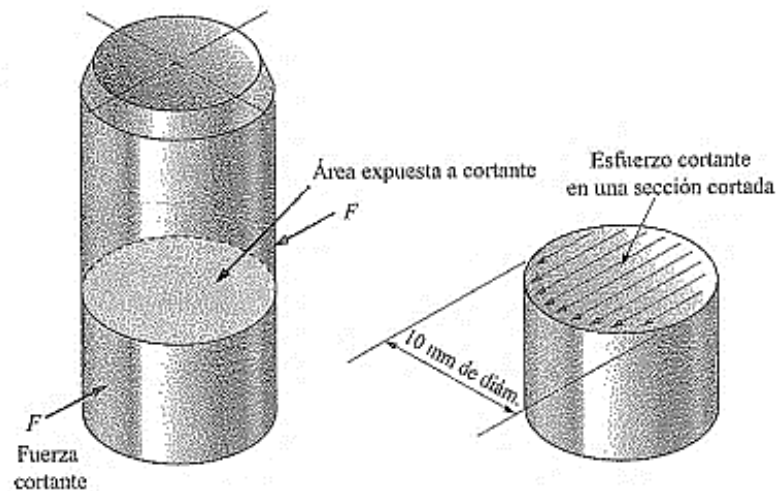
Figura 27. Representación de una sección transversal de un cuerpo que presenta un esfuerzo de compresión. [31]



### 3. Cortante.

Un esfuerzo de cortante somete a un cuerpo a dos fuerzas paralelas entre sí y en sentido contrario, pero actúan perpendicularmente al plano de posible fractura. Este esfuerzo tiende a romper el cuerpo en dos bloques en sentidos contrarios. En la Figura 28 se muestra como un cilindro al que se le aplican dos fuerzas cortantes normales al eje del cilindro y paralelas entre sí, con direcciones contrarias ocasionaran que en el cilindro se presente un esfuerzo cortante. [31]

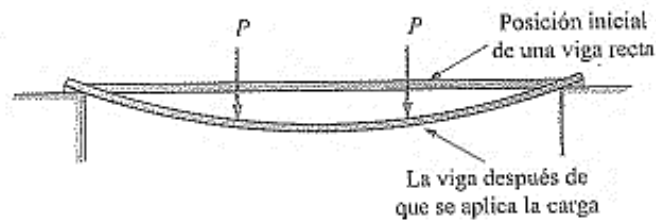
Figura 28. Representación de una sección transversal de un cilindro que presenta un esfuerzo de cortante. [31]



#### 4. Flexión.

Un cuerpo se verá sometido a un esfuerzo de flexión cuando este esté siendo sometido al mismo tiempo a un esfuerzo de tensión, así como de compresión, tendiendo a que las fibras superiores o inferiores presenten un alargamiento mientras las fibras contrarias presenten un acortamiento a lo largo del eje sobre el que se aplica el momento flector. En la Figura 29 se observa que existe una deformación en una viga a la que en la parte superior se le aplican dos cargas, traduciéndose en un acortamiento de las fibras en la parte superior y un alargamiento en la parte inferior. [31]

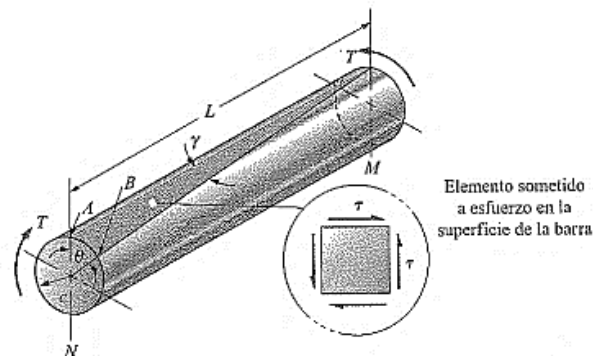
Figura 29. Viga sometida a dos fuerzas, presentando flexión. [31]



#### 5. Torsión.

Un esfuerzo de torsión se presenta cuando se aplica un momento de torsión paralelo al eje longitudinal de un cuerpo, creando tensiones tangenciales paralelas a la sección transversal del eje, haciendo que el cuerpo se retuerza sobre el eje. Al observar la Figura 30 se aprecia como un cilindro que es sometido a un esfuerzo de torsión en sus extremos presenta un retorcimiento del cuerpo. [31]

Figura 30. Cilindro sometido a un esfuerzo de torsión. [31]



### E. Análisis de esfuerzo

Al momento de diseñar se debe evaluar a que fuerzas y momentos estarán siendo aplicadas al elemento pues la forma en que es aplicada una fuerza o momento tiene gran importancia permitiendo analizar los esfuerzos a los cuales estará sometido un cuerpo. El análisis de esfuerzos en una estructura proporcionara parámetros de



evaluación de diseño con los cuales pueden tomarse decisiones de diseño, pero principalmente evaluar si el diseño fallará. Existen distintos métodos para evaluar si un diseño presentará una falla. Entre las teorías de falla que se encuentran se presentan el criterio de Mohr modificado, el esfuerzo normal máximo, la tensión cortante máxima y la energía de distorsión, también conocida como el criterio de Von Mises. [31] Por lo tanto, el análisis de esfuerzos puede determinar si el elemento analizado será lo suficientemente fuerte para soportar las cargas esperadas que se le aplicaran sin necesidad de que este llegue a deformarse o fallar inapropiadamente.

## 1. Criterio de la tensión de Von Mises.

La tensión de Von Mises es una denominación que se le da a la expresión conjunta de tensiones multidireccionales que están presentes en un cuerpo que se ve sometido a tensiones y deformaciones tridimensionales que se despliegan en varias direcciones. La tensión de Von Mises, también conocida como tensión equivalente, cuenta con seis tensiones, tres normales y tres tensiones de corte. [32]

Por lo tanto, el método de análisis de criterio de la tensión de Von Mises establece la cantidad de energía necesaria con la que un cuerpo se distorsionará. Además de esto, el criterio de Von Mises comparado con otros métodos de análisis de esfuerzo, como el criterio de tensión de cortante máxima, establece un análisis más cercano a la realidad al momento de calcular una falla, principalmente a que este método hace uso de seis tensiones, tres normales (tensión en los planos  $XX$ ,  $YY$  y  $ZZ$ ) y tres cortantes (tensiones en los planos  $XY$ ,  $YZ$  y  $XZ$ ) a los que está sometido un cuerpo. Tanto el criterio de Von Mises como el de tensión cortante máxima son criterios que se recomiendan para materiales dúctiles, sin embargo, el criterio de Von Mises es utilizado principalmente cuando el material presente la misma resistencia de fluencia en tensión como en compresión. [33]

## 2. Deformación.

Cuando un objeto es sometido a una carga este comienza a presentar un estiramiento, a esto se le conoce como deformación y en otras palabras se puede definir como el desplazamiento de posición o relaciones geométricas internas que un cuerpo interno sufre debido a un esfuerzo, traduciéndose en un cambio de posición, orientación, forma o volumen. [33]

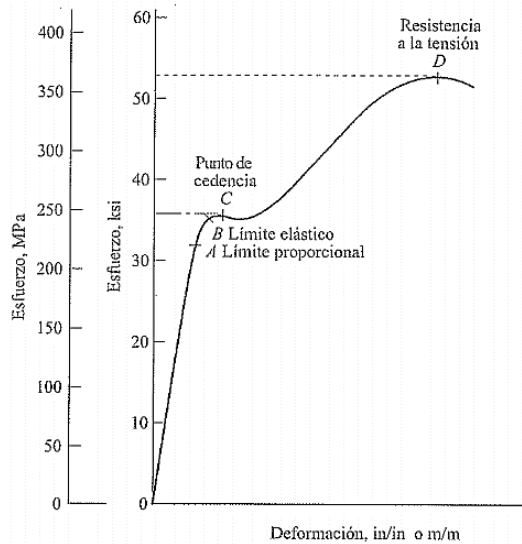
Todo material cuenta con características que relacionan la deformación con el esfuerzo al que están sometidos, y pueden experimentar diversos tipos de deformación. Si un cuerpo sufre una deformación al aplicársele una carga, pero recupera su forma original al ya no aplicarle la carga se habla de una deformación elástica y esto ocurre cuando la deformación y el esfuerzo al que es sometido tienen una relación constante. Cuando la relación no es constante se podrá observar una deformación permanente en el material, pues, aunque se ya no esté sometido al esfuerzo el material ya no recuperara su forma original, a esto se le conoce como deformación plástica. [33]

A mayor escala en un ensamblaje de piezas la deformación plástica de una pieza puede traducirse en una desalineación de componentes críticos provocando la inducción de fuerzas que generan un desgaste acelerado. [34]

### 3. Diagrama de esfuerzo-deformación.

Un diagrama de esfuerzo-deformación es una herramienta visual con información sobre como un material se deforma al momento de estar expuesto a un esfuerzo de tensión o compresión, así como muestra el comportamiento del material al momento de retirar la carga. En la Figura 31 se observa un diagrama de esfuerzo-deformación donde se muestran puntos clave presentes en todo diagrama de esfuerzo-deformación, como el límite de proporcionalidad, límite elástico, punto de cedencia, resistencia a la tensión y la ruptura. [31]

Figura 31. Diagrama de esfuerzo-deformación de una probeta. [31]



En el diagrama de esfuerzo-deformación anterior se observa que en el punto A se establece el límite de proporcionalidad, este límite representa el punto en donde el material deja de tener un comportamiento lineal, este comportamiento lineal viene dado por la Ley de Hooke, en la que se establece que el alargamiento del material va a ser proporcional a la fuerza aplicada en este, debido se representa como un comportamiento lineal donde el material recobrará su forma original al momento de quitar las cargas que hacen que se deforme. [31]

El siguiente punto que se presenta es el límite de elasticidad, como su nombre bien lo indica este límite de elasticidad marca el final del área de deformación elástica del material. Indicando que desde que se comienza a someter a esfuerzo el material hasta llegar al límite de elasticidad el material tendrá un comportamiento elástico en el que al dejar de soportar el esfuerzo al que es sometido esté tomará nuevamente su forma original. Cualquier esfuerzo mayor al representado por este límite se traducirá en una deformación permanente del material. Este punto viene marcado en el diagrama como el punto B. [31]

Entre el límite de elasticidad y el límite de cedencia (mostrado en la Figura 31 como el punto C) se presenta el esfuerzo de fluencia. El esfuerzo de fluencia es el rango posterior al límite de elasticidad donde el material se deformará con mayor razón al aumentar el esfuerzo, hasta llegar a un punto donde la deformación del material aumentará sin aumentar el esfuerzo. [31]

Mientras se incrementa el esfuerzo, el diagrama tiende a presentar un pico, el cual es denominado resistencia a la tensión (punto D en el diagrama), después de este pico la curva cae hasta donde el material se rompe. La curva cae pues el área transversal de la probeta disminuye considerablemente, aunque la carga a la que es sometida sigue incrementando gradual y constantemente hasta llegar a la ruptura, por lo que el esfuerzo va disminuyendo. [31]

#### 4. Coeficiente de seguridad.

Todo objeto, dependiendo del material del que este fabricado, cuenta con un límite de elasticidad, donde después de este límite entra al área plástica y presenta una deformación permanente. En la mayoría de los casos al momento de diseñar un objeto se prevé que este no sufra deformación plástica para lo cual un cociente como el coeficiente de seguridad representa una relación entre la tensión máxima a la que el objeto puede ser sometido y la tensión equivalente. [35]

Debido a que el valor establece una relación entre la tensión máxima y la tensión equivalente, un número mayor a 1 establece que el objeto está dentro del área de deformación elástica, mientras que un número menor representa una deformación plástica en el objeto. [35]

#### 5. Simulación.

Al momento de realizar un análisis de esfuerzo puede realizarse por medio de un solucionador matemático, pero mientras más complejo es el objeto por analizar, más difícil y tedioso será realizar un análisis con datos no procesados en una representación visual que permita evaluar distintos parámetros, debido a esto se hace uso de un simulador, en donde además de permitir el análisis de distintos parámetros permite además la fácil modificación del objeto en cuestión para optimizar el diseño. [36]

Un simulador es una herramienta que puede brindar información sobre áreas de debilidad en un diseño, áreas donde un modelo está soportando poca carga y por lo tanto se puede optimizar el uso del material, así como visualización de características de rendimiento del diseño. Para hacer uso de un simulador es importante tomar en cuenta que al momento de analizar los resultados debe ejercerse cierta crítica sobre si los resultados desplegados son coherentes con el comportamiento previsto, así como los valores de los resultados, ya que si se presentan incoherencias deben evaluarse las condiciones del análisis, como por ejemplo el valor de las cargas, las restricciones del modelo, propiedades del material, entre otros. [36]

## V. ANTECEDENTES

### A. Terapias de rehabilitación de mano

Villagrán (2010) realizó un estudio en Quetzaltenango, Guatemala, cuyo objetivo consistía en establecer que la fisioterapia aplicada a pacientes que hayan sido diagnosticados con síndrome del túnel del carpo mejora la amplitud de movimiento en las articulaciones y beneficia a la disminución del dolor. Los sujetos de estudio fueron 28 pacientes de los cuales 24 eran mujeres y 4, hombres. Los pacientes comprendían las edades entre 25 y 35 años; y todos contaban con diagnóstico del síndrome del túnel del carpo. Dentro de los instrumentos utilizados, manejaron informes de evaluación de niveles de dolor y amplitud articular, utilizando una tabla de grados de dolor y un goniómetro respectivamente; y un cronograma con anotaciones de las actividades realizadas. Los resultados fueron visibles cerca de pasadas dos semanas luego de aplicar el tratamiento. De todos los pacientes 95% de ellos se rehabilitó de los padecimientos que tenían pre y post cirugía; además solo el 2% de los pacientes refirió que la disminución de los síntomas era mínima. Se concluyó dentro del estudio que, por medio de los resultados efectivos, la aplicación de masaje es importante, pues mejora la circulación sanguínea y disminuye el dolor. Además, también se concluye que la fisioterapia manual presenta buenos resultados como un tratamiento paralelo del tratamiento médico para recuperar la actividad manual y eliminar deformidades y contracturas. [37]

Así mismo, González *et. al.* (2011) tenía como objetivo implementar un tratamiento específico para mantener amplitudes articulares, además de habilidad manual y completa independencia en actividades del diario vivir a través del uso activo de las terapias, por medio de un plan de tratamiento efectivo y eficaz, realizado en el Departamento de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital Roosevelt en Guatemala, Guatemala. Para la realización de la investigación participaron trece mujeres entre las edades de 30 y 55 años, quienes habían sido diagnosticadas con artritis y artrosis. Los resultados obtenidos mostraron que 85% de los pacientes mostraron mejoras en la amplitud de las articulaciones al finalizar el tratamiento; y 95%, mejoraron en la fuerza muscular al menos un grado por articulación, al terminar el tratamiento únicamente el 5% no mostró una mejora. Dentro de la investigación se concluyó que a través del uso activo de las manos puede disminuirse el dolor de las articulaciones, además de mejorar y mantener una amplitud articular y fuerza muscular. [14]

Por otra parte, García (2004) realizó un estudio en Guatemala, Guatemala donde su objetivo consistía en desarrollar un dispositivo de movimiento pasivo continuo (CPM, por sus siglas en inglés) para rodilla, constituido por materiales de fácil adquisición, incluyendo los materiales electrónicos. Para el estudio se usó el dispositivo con tres pacientes, dos de 76 años y uno de 67 años, los cuales presentaban lesiones en la rodilla; de los cuales dos pacientes ya habían recibido terapia previa al CPM con el dispositivo. Se realizó un protocolo bajo el cual se medía el ROM de flexión y de extensión de la rodilla, así como su circunferencia; para lo cual se utilizó un goniómetro y una cinta métrica, respectivamente. Estas mediciones se realizaron previo a cada terapia, así como posterior. Los resultados muestran que los tres pacientes sometidos a la terapia CPM presentaron mejoría en el

ROM de flexión y extensión, así como una disminución en la circunferencia de la rodilla. El paciente que no había recibido ninguna terapia previa al CPM presente un cambio en el ROM de flexión de  $15^{\circ}\pm 1^{\circ}$  a  $101^{\circ}\pm 1^{\circ}$ , después del tercer día de terapia, y una disminución de la circunferencia de la rodilla de  $38.9\text{cm}\pm 0.5\text{cm}$  a  $35.5\text{cm}\pm 0.5\text{cm}$ . Con lo que concluyó que la utilización de la terapia CPM favorece a una rehabilitación de menor duración, sin dolor o molestias y logrando que el paciente retome más rápido sus actividades diarias, comparada con la terapia convencional. [38]

Krakauer (2006) realizó una investigación en Nueva York, Estados Unidos; cuyo objetivo era adentrarse dentro del aprendizaje motor y su importancia para la recuperación en un paro y la neuro-rehabilitación. Para esto efectuó una revisión de diversos enfoques para el aprendizaje motor y la manera en que esto apoyaba al paciente dentro de su recuperación. Dentro de sus resultados muestra que existen nuevas formas de rehabilitación prometedoras basadas en la teoría del aprendizaje motor, entre estas incluye deterioro orientado a la ejercitación (IOT, por sus siglas en inglés), terapia de movimiento inducida por restricción (CIMT, por sus siglas en inglés), estimulación accionada neuromuscularmente (EMG, por sus siglas en inglés), terapia robótica interactiva y realidad virtual (VR, por sus siglas en inglés). Dentro de la terapia robótica interactiva comenta que esta puede ayudar a obtener mediciones cinemáticas precisas, y si los pacientes están adecuadamente restringidos de manera que no se les permita realizar movimientos compensatorios, puede determinarse que la recuperación es efectiva, además definido por la capacidad de hacer movimientos rectos y finos, puede en realidad resultar en rehabilitación. Concluye que un calendario de entrenamiento variable resulta en una mejor rehabilitación que un calendario macizo, además que promueve la retención y generalización. [39]

Dentro del ámbito de la robótica se encuentra también una investigación realizada por Takahashi *et. al.* (2008) en California, Estados Unidos; donde su objetivo principal consistía en determinar si el robot de mano-muñeca diseñado podría mejorar funciones motoras de la mano y la muñeca, además de evaluar la especificidad de los efectos de la terapia en la reorganización cerebral. Dentro de la investigación se utilizaron a trece sujetos, entre 37 y 86 años, de los cuales seis eran hombres y siete, mujeres. Los sujetos sufrieron paro crónico, lo cual les había producido debilidad moderada en el brazo o mano derecha, los cuales recibieron tres semanas de terapia con un robot por medio del cual se enfatizaron en realizar repeticiones intensas de movimiento activo, al igual que velocidad, fuerza, precisión y tiempo; además se incluían dentro de la terapia juegos de realidad virtual. Los resultados presentados muestran ganancias significativas de comportamiento al final del tratamiento, como lo es en el caso del ARAT (Action Research Arm Test, por sus siglas en inglés) mostrando un incremento de  $34\pm 20$  a  $38\pm 19$  (media  $\pm$  desviación estándar) y en la puntuación Fugl-Meyer de movimiento de brazo un incremento de  $45\pm 10$  a  $52\pm 10$ . Finalmente se logró concluir que los resultados sugerían mayor ganancia para los sujetos que recibieron asistencia robótica durante todas las sesiones, comparados con aquellos sujetos que únicamente recibieron asistencia robótica en la mitad de las sesiones. También se concluyó que una terapia basada en la utilización del robot mostraba una mejoría en funciones motoras de la mano después de un paro crónico. [40]

## B. Exoesqueletos de mano

Chávez *et. al.* (2010) escribió un artículo en la revista Ingeniería Biomédica bajo el nombre “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación” en Medellín, Colombia. Su objetivo consistía en la revisión bibliográfica de diversos diseños de exoesqueletos, además de observar las diferentes aplicaciones con las que estos contaban dentro de la vida humana. Se realizó una recopilación y categorización de diferentes diseños de exoesqueletos tomando en cuenta la zona corporal a la que estos pertenecían. Dentro de este estudio se observan exoesqueletos categorizados en extremidades superiores e inferiores, y subcategorizaciones como por ejemplo exoesqueletos de mano y exoesqueletos de brazo y antebrazo. Entre los exoesqueletos de mano se presenta el diseño realizado por Wang *et. al.* (2009) el cual es un exoesqueleto para la rehabilitación del dedo índice; así mismo aparece el diseño de Wege *et. al.* (2005) que consiste en el diseño mecánico y control de movimiento de un exoesqueleto de mano para la rehabilitación. Otro de los diseños presentados de exoesqueletos para mano presentados dentro de este estudio es el Rutgers Master II, diseño realizado por Bouzit *et. al.* (2002) el cual consistía en el diseño de un guante con realimentación de fuerza. Este último utiliza actuadores neumáticos constituidos por servo válvulas neumáticas. Concluye Chávez *et. al.* que el artículo aporta bases teóricas para realizar un diseño o bien la construcción de exoesqueletos de diferentes partes del cuerpo creando una recopilación y síntesis de los diferentes diseños de exoesqueletos y las aplicaciones en la vida humana. [41]

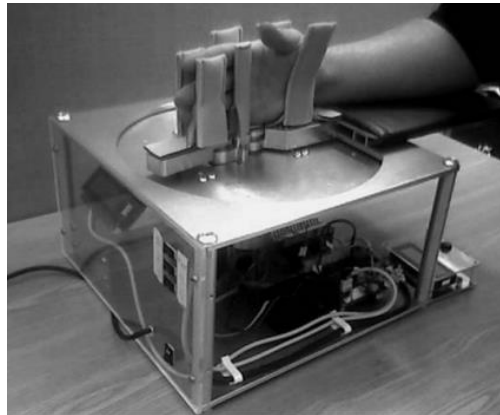
En Madrid, España, Santoja (2012) condujo una investigación con el objetivo de diseñar un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, el cual debía tener un sistema de control de movimiento apto para la asistencia y resistir el esfuerzo generado por el usuario; además este debe contar con un coste reducido. Se realizó una revisión bibliográfica con la que por medio de una tabla comparativa define el control a usar, y la construcción mecánica del sistema. Dentro de los resultados se observa que el dispositivo realizado por Santoja tendría un precio con IVA incluido de €49,485.65 y el diseño propuesto se puede observar en la Figura 32. Concluye que fue posible controlar la magnitud de la fuerza sin hacer uso de un sensor específico para esto lo cual ayudo a la disminución de costes. [16]

Figura 32. Exoesqueleto realizando extensión de dedos. [16]



Por otra parte, Birch (2008) realizó una investigación en Victoria, Canadá; en la cual su principal objetivo constituía en el desarrollo, prueba y producción de un dispositivo que construido sobre la superficie de una mesa apoyara la rehabilitación de la mano, siendo este capaz de CPM y de resistencia activa. Como parte del estudio se realizaron pruebas con el prototipo final en el que se dividieron las pruebas en tres etapas, la primera consistía en el análisis de exactitud de las posiciones del dispositivo con y sin fuerzas externas aplicadas. La segunda prueba consistió en la prueba con nueve voluntarios sanos quienes utilizaron el CPM en un ambiente controlado, incluyendo medición de ROM de los usuarios antes y después de la prueba. La tercera etapa consistió en tratamiento por medio de CPM controlado con ocho voluntarios con diversas lesiones en la mano, a los cuales también se les midió el ROM antes y después de la prueba. Los resultados obtenidos con el dispositivo (ver Figura 33) utilizado con pacientes con lesiones en la mano fueron de un cambio de  $0^{\circ}$  a  $15^{\circ}$  en el ROM de extensión de la unión metacarpofalángica con un promedio de  $5^{\circ}$ ; mientras que en el ROM de flexión de la unión metacarpofalángica se obtuvo un cambio de  $0^{\circ}$  a  $23^{\circ}$  con un promedio de  $11^{\circ}$ . En cuanto al ROM de la unión interfalángica se obtuvo un cambio de  $0^{\circ}$  a  $15^{\circ}$  en la extensión, con un promedio de  $6^{\circ}$ ; mientras para la flexión fue de  $0^{\circ}$  a  $20^{\circ}$ , con un promedio de  $8^{\circ}$ . Concluye el estudio que el uso de terapia de CPM es efectivo para incrementar el ROM de las uniones metacarpofalángicas e interfalángicas; además por medio de un cuestionario realizado a los pacientes establecieron que el usuario presentó confort, seguridad y suavidad al usar el dispositivo. [42]

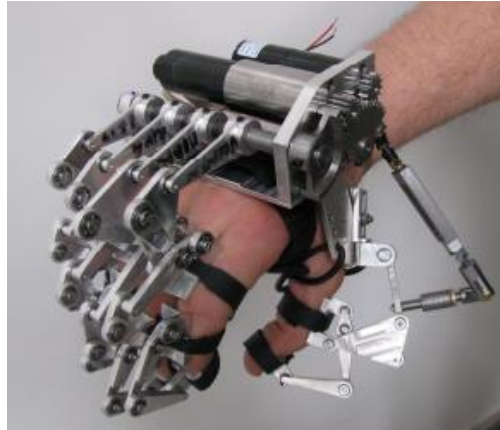
Figura 33. Vista 3D completa del dispositivo. [42]



Así mismo, Fomashi (2013), en Bolonia, Italia, tenía como objetivo principal el desarrollo de un exoesqueleto de mano para rehabilitación por medio de un análisis del estado del arte, proponiendo una clasificación sistemática de los sistemas revisados basándose en tres puntos clave, el número de grados de libertad (DOF, por sus siglas en inglés), el número de conexiones mecánicas con las falanges humanas y la arquitectura mecánica de los exoesqueletos de mano. El resultado del estudio fue el desarrollo de un exoesqueleto de mano bajo el nombre de Bologna Hand Orthosis (ver Figura 34), el cual consistía en 1 DOF por dedo; además de la construcción del prototipo se realizaron pruebas electromiográficas para un entrenamiento activo de agarre con pacientes que habían sufrido paro, al igual que una segunda prueba sin electromiografía para rehabilitación motora de movimiento de alcance y agarre de mano en pacientes que habían sufrido un paro. Participaron 4 pacientes con

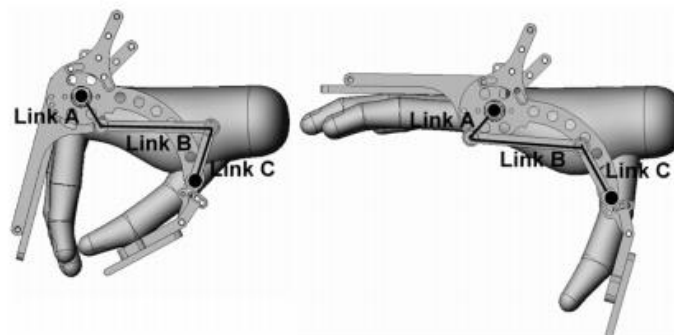
paro crónico, con edades de 49 a 67 años, los cuales tenían hemiparesia en el brazo derecho. Se concluyó que hay una relación cercana entre los tres puntos clave, logrando un análisis y clasificación sistemática. Además, los resultados obtenidos de las pruebas realizadas con el dispositivo demostrando que los resultados son prometedores para entrenamiento en tareas de agarre. [43]

Figura 34. Exoesqueleto de mano B.H.O. (Bologna Hand Orthosis) [43]



Brokaw *et. al.* (2011) escribió un artículo en la revista IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering bajo el nombre “Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation”, cuyo principal objetivo consistía en el desarrollo de un dispositivo para asistencia de funciones manuales que fuese pasivo, liviano y utilizable. Este consiste en un exoesqueleto de mano que utiliza una serie de cuerdas elásticas que aplican torques para extensión a las uniones de los dedos y compensa la hipertonía flexora. Además del diseño y construcción del exoesqueleto se realizaron pruebas con ocho sujetos que contaban con hipertonía flexora en los dedos. En la Figura 35, el cual cuenta con un mecanismo de 4 barras tiene  $90^\circ$  de ROM en la articulación metacarpofalángica de los dedos, y  $52^\circ$  en la articulación carpometacarpal del pulgar. Dentro de las pruebas con los sujetos cabe mencionar que los sujetos mencionaron que generalmente era confortable y no presentaba ningún punto de presión, mostrando todos, un incremento en el ROM de extensión, un promedio de  $48.7^\circ \pm 1^\circ$  comparado en condiciones sin uso de HandSOME. El estudio concluye que HandSOME es un dispositivo viable para la asistencia de sobrevivientes de paro con hipertonía, logrando regenerar habilidad funcional en agarre. [28]

Figura 35. Exoesqueleto de mano HandSOME. [28]





## VI. DISEÑO DEL MECANISMO EXOESQUELETO

### A. Metodología

Para la toma de decisión del diseño a realizar se utilizó una matriz de Pugh, la cual Frey *et. al.* (2007) describen, en simples términos, como una herramienta objetiva para la toma de decisiones. La matriz funciona seleccionando varios criterios de evaluación y ponderándolos conforme su importancia para el producto final, de uno de los diseños o productos se selecciona uno como base para comparar los demás diseños en relación con este. La calificación utilizada puede ser +, S, - o bien 1, 0, -1, evaluando de esta forma un mayor valor de criterio, mismo valor o menor valor, respectivamente. Una vez calificados los diseños se realiza una multiplicación del valor o peso del criterio por la calificación, realizando finalmente una suma. Si el valor total es negativo el diseño, según los criterios y valorización seleccionados, es de menor valor que el diseño base; si es 0 el valor total, el diseño es igual; y si es positivo el valor total, el diseño es de mayor valor que el diseño base. [44]

#### 1. Criterios

##### a. Ajuste de ROM.

La importancia de este criterio reside en la espasticidad del paciente, pues dependiendo en la etapa de rehabilitación que el paciente se encuentre este puede aún presentar espasticidad en las articulaciones, provocándole dolor algunos movimientos. Si el exoesqueleto puede cambiar el rango de movimiento en el que funciona, este puede ser de mayor efectividad al momento de la rehabilitación, pues lograría mover las articulaciones del paciente hasta el grado de donde no le sea molesto, aumentando con el tiempo y con indicación del profesional, el rango en que las articulaciones se estarían moviendo.

##### b. Ajuste de talla.

Es importante poder apoyar a todo tipo de paciente y aunque un exoesqueleto puede ser diseñado para darle apoyo a la mayor cantidad de personas por medio de un estudio demográfico de dimensiones antropométricas, aun así, habría muchas personas a las que no se les podría dar apoyo, principalmente si se encuentran fuera del rango en el que puede operar el dispositivo.

##### c. Precio estimado.

El precio es un criterio importante debido a que mientras menor sea este, más personas podrán ser beneficiadas. En este criterio hay que tomar en cuenta que no se realizará un estudio del precio preciso que cada uno de los diseños propuesto tendrá, sino más bien un precio estimado, definiendo que los materiales a utilizar en la estructura los diseños propuestos y debido a que estas presentan relativamente la misma cantidad de material, los elementos de mayor precio son los actuadores de cada diseño.

#### d. Portabilidad.

La portabilidad del dispositivo tiene importancia en dos factores principales, la comodidad del paciente y la posibilidad de que el paciente, a indicación del profesional, pueda hacer uso de este en casa y no tenga que estar en la clínica.

#### e. GDL.

La importancia de los grados de libertad del dispositivo se encuentra en la cantidad de movimientos que el usuario pueda realizar. Debido a la diversidad de ejercicios de rehabilitación que existen (ver Figura 8 y Figura 9), un exoesqueleto que pueda realizar una mayor cantidad de ejercicios.

#### f. Tamaño.

El tamaño, aunque podría asemejarse a la portabilidad, realmente se trata del tamaño de la estructura de la mano, dándole al paciente no solo una comodidad funcional sino una comodidad visual.

## 2. Diseños propuestos

### a. Diseño O.

Se realizaron cuatro diseños tomando uno como base y los otros tres para comparar por medio de una matriz de Pugh. En la Figura 36 se observa el diseño base o diseño O. Este diseño consiste en una estructura dividida en dos, la estructura acoplada al usuario y la estructura de movimiento acoplada al motor eléctrico lineal o bien un tornillo sin fin, estas dos están acopladas. En las articulaciones se utilizaron bisagras vivas o “living hinge”, como son conocidas en inglés, las cuales consisten en un patrón de cortes en el material permitiendo que este material pueda tener flexibilidad en este punto. (Ver Figura 37) Entre los materiales propuestos para la estructura se propone plástico ABC, fabricado con molde, o madera.

En cuanto a los criterios previamente establecidos se puede establecer primeramente que el ajuste de ROM del dispositivo podría variar dependiendo de la configuración que se le dé al motor, afectando el ROM de la articulación MF, IFP conjuntamente. En cuanto a la talla, el dispositivo está diseñado para dimensiones específicas, aunque permite una cierta desviación de estas dimensiones; sin embargo, si es diseñado para una talla pequeña como es el estándar guatemalteco, no podría ser utilizado por una talla grande, pues las medidas difieren en un rango alto. [12] (Ver Figura 6) El elemento que mayor precio tendría para este diseño sería un actuador lineal que soporte el movimiento de toda la mano o bien un tornillo sin fin. Además, debe tomarse en cuenta la fabricación del exoesqueleto, pues por los cortes que requiere la estructura no puede ser impreso en una impresora 3D, sino tendría que fabricarse con un molde, pues de otra manera se fracturaría la estructura.

El diseño de este exoesqueleto tiene una alta portabilidad, ya que la estructura de la mano es pequeña y el actuador estaría colocado en el antebrazo, al igual que la electrónica. El exoesqueleto cuenta además con 1 GDL realizado por el único actuador que tiene, logrando realizar un único movimiento en conjunto. Por último, el tamaño del diseño propuesto es pequeño, sobresaliendo únicamente el actuador.

Figura 36. Diseño O.

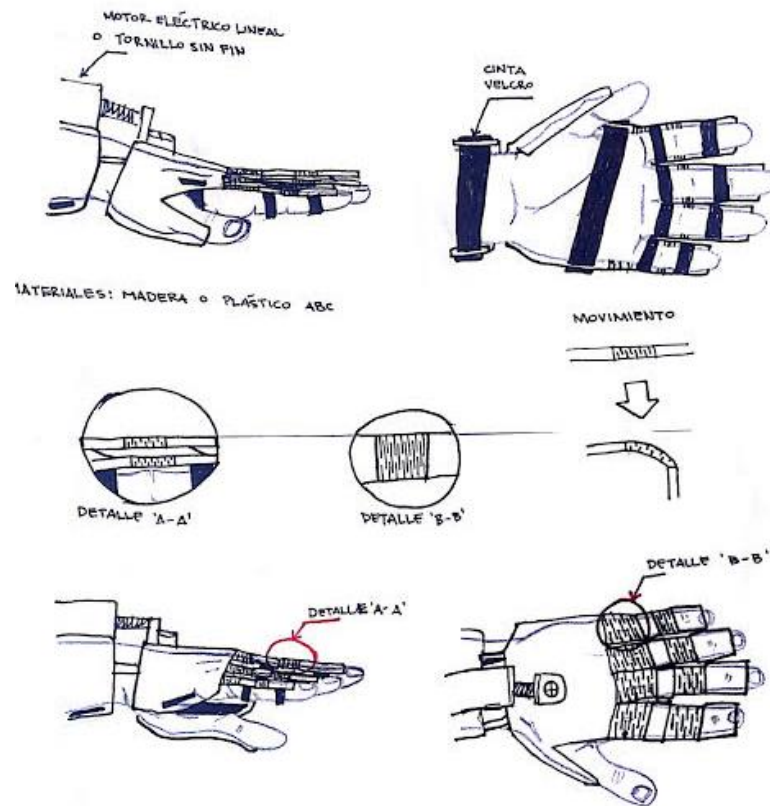


Figura 37. Bisagra viva o “living hinge”. [45]



b. Diseño A.

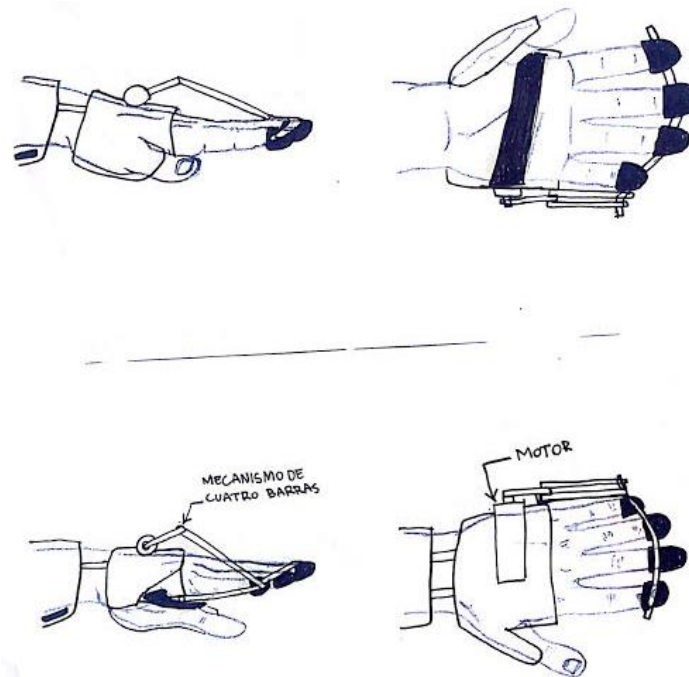
El segundo diseño se basa principalmente en la trayectoria de la punta de los dedos para realizar el movimiento de mano extendida a puño, haciendo uso de un mecanismo de cuatro barras. El mecanismo de cuatro barras es movido por un motor DC colocado en el área dorsal de la mano. El exoesqueleto está unido a la mano por una

cinta de velcro en el área palmar de la mano y por dedales, para las puntas de los dedos. Este exoesqueleto tendría función para terapia de movimiento pasivo continuo, donde el movimiento de las articulaciones realiza el mismo movimiento repetidamente en la misma trayectoria. (Ver Figura 38)

Al momento de evaluar los diferentes criterios establecidos, se logra observar las diferencias con el diseño O. El diseño A, debido a que es un mecanismo de cuatro barras, tiene una única trayectoria, por lo que el ROM de las articulaciones MF, IFP e IFD se mueven conforme la punta de los dedos realice la trayectoria. Esto le da poca flexibilidad para cambiar ROM de las articulaciones. En cuanto a la talla, este exoesqueleto está diseñado para una única talla o incluso un rango, muy pequeño; ya que debido al diseño de los mecanismos de cuatro barras el cambio de una barra sería perjudicial para el funcionamiento, pues no solo la trayectoria podría cambiar sino el mecanismo podría llegar a dañar al paciente. Los materiales utilizados para el exoesqueleto podrían fabricarse por medio de impresión 3D para la estructura, un motor DC, velcro para la unión entre el exoesqueleto y la mano, por lo que el precio de este sería bajo.

Así mismo, el diseño es presentado como un diseño portable, pues la estructura es liviana y el actuador no es de gran tamaño. El exoesqueleto está constituido por un GDL, debido al único actuador que tiene, realizando de esta manera un único movimiento. Aunque el tamaño del exoesqueleto puede evaluarse como pequeño, la parte del mecanismo de cuatro barras sobresale de sobremanera la estructura de la mano.

Figura 38. Diseño A.



### c. Diseño B.

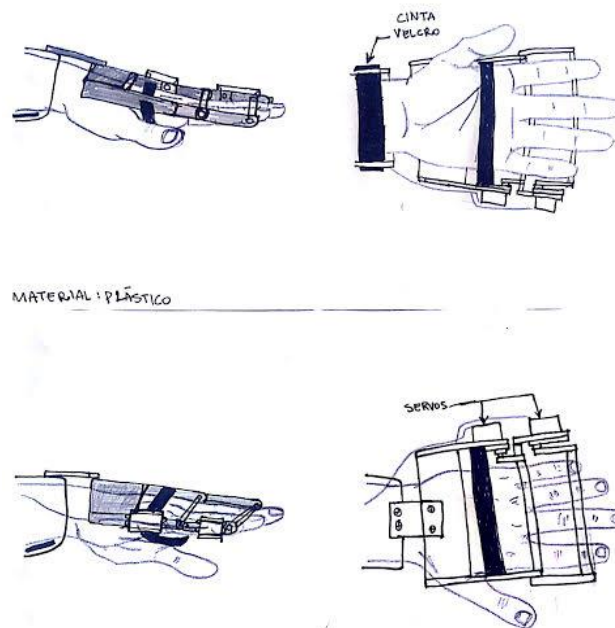
El diseño B consiste en un exoesqueleto accionado por dos motores servo, colocados en el lateral externo de la mano, cada uno controlando el movimiento de las articulaciones MF e IFP. Los motores servo mueven las falanges proximales y medias de los dedos teniendo el exoesqueleto como única unión a la mano una cinta velcro en la

región palmar de la mano. Los servos pueden trabajar conjuntamente o separados realizando tres posibles movimientos: movimiento de la articulación IFP, movimiento de la articulación MF y ambas en conjunto. Además, por la independencia de movimiento de las articulaciones, puede fácilmente cambiarse de tamaño sin comprometer el dispositivo o al paciente.

El dispositivo cuenta con flexibilidad del rango de movimiento de las articulaciones, por medio de programación de grado de movimiento de cada uno de los servos, ya sea moviendo una articulación o las dos. Además, pacientes de diferentes tallas pueden usarlo cambiando únicamente la distancia de la estructura que mueve las falanges proximales y medias. Los materiales por utilizar para la estructura sería plástico y el elemento de mayor precio serían los dos motores servos utilizados.

Aunque el dispositivo es portable, debido al uso de los dos servos se necesitaría electrónica para el control de los servos, además de módulo de interacción exoesqueleto-usuario, para hacer posible el cambio de ROM. El exoesqueleto cuenta con 2 GDL debido a sus dos servos independientes, permitiéndole realizar los tres movimientos previamente descritos de las dos articulaciones, MF e IFP. Así mismo, el dispositivo es de mayor tamaño que el dispositivo base principalmente por los dos motores servos colocados en el lateral externo de la mano.

Figura 39. Diseño B.



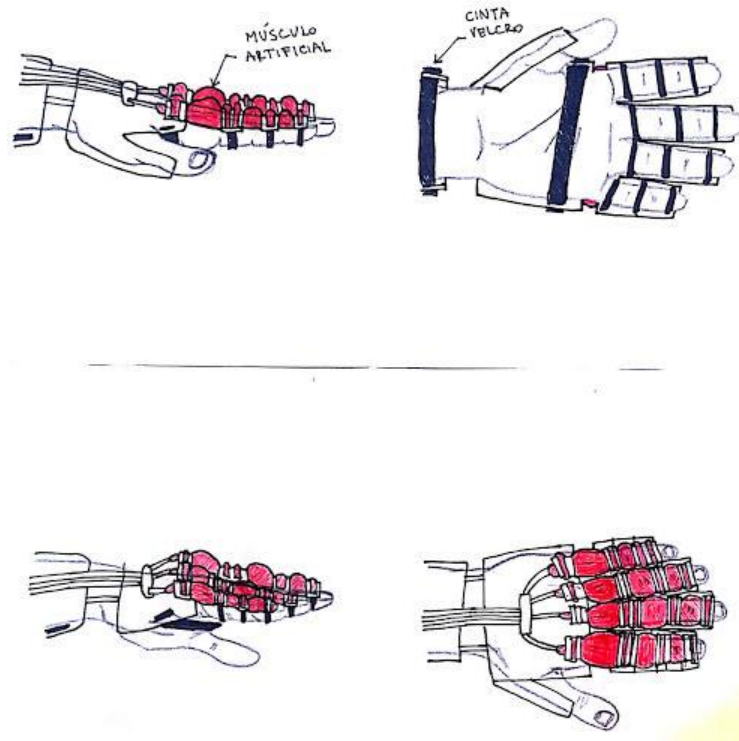
d. Diseño C.

El diseño C consiste en un exoesqueleto accionado por músculos artificiales neumáticos. La estructura está dividida en cuatro partes, el metacarpo, las falanges proximales, las medias y las distales; cada una sostenida a la mano por medio de cinta de velcro; y acopladas entre sí por el musculo artificial. En la Figura 40 puede observarse de color rojo el musculo artificial.

Al evaluar los criterios en análisis, se observa que el exoesqueleto cuenta con el mismo cambio de ROM que el diseño O, dependiendo únicamente de la configuración que se le dé al sistema neumático para mover las articulaciones, pero siempre moviendo en conjunto las dos articulaciones. Debido a la división de la estructura en cuatro partes, el diseño permite un cambio de talla del dispositivo poniendo las partes del exoesqueleto donde se desea en la mano del paciente. Para este dispositivo el elemento de mayor precio es el sistema neumático necesario para el movimiento.

El sistema no tiene menor portabilidad comparado con los otros tres diseños, principalmente debido al sistema neumático necesario para accionar el movimiento del exoesqueleto. El dispositivo cuenta con 1 GDL, pues únicamente se tendría el movimiento cierre y apertura de puño con las articulaciones moviéndose conjuntamente. La estructura de la mano es análoga al del diseño O por lo que el tamaño es el mismo.

Figura 40. Diseño C.



Por otro lado, los actuadores deben dimensionarse para saber las corrientes que consumirán, para esto lo importante es la corriente máxima, cuando el eje este parado, pero este consumiendo corriente; esto debido a que puede darse el caso que el paciente debido a la parálisis que presenta su afección genere una fuerza de resistencia al movimiento del dispositivo, por lo que el actuador debe diseñarse para evitar esto. Por lo consiguiente se necesita conocer la fuerza de resistencia ejercida por un paciente para determinar el torque que los motores servo estarán manejando.

Roccella *et. al.* (2008) comentan sobre la fuerza de resistencia, explicando que esta, en pacientes de accidentes cerebrovasculares se presenta por espasticidad al haber una contracción continua de los músculos de la mano. Este efecto contribuye a una fuerza de resistencia, teniendo la fuerza en la falange proximal  $F_1= 10N$ , falange media  $F_2= 6 N$  y falange distal  $F_3= 3 N$ ; esto en el centro del conjunto de falanges. [46] Por otro lado, Iqbal *et. al.* (2011) realizaron un estudio donde obtuvieron que la fuerza promedio necesaria para llevar a cabo diferentes actividades de la vida diaria requieren una fuerza entre 10-15 N. [47] Partiendo de esto y debido a que el exoesqueleto es para terapia las fuerzas a tomar en el centro de masa del conjunto de falanges será de 10 N para la falange proximal y se tomará también 10 N para la falange distal.

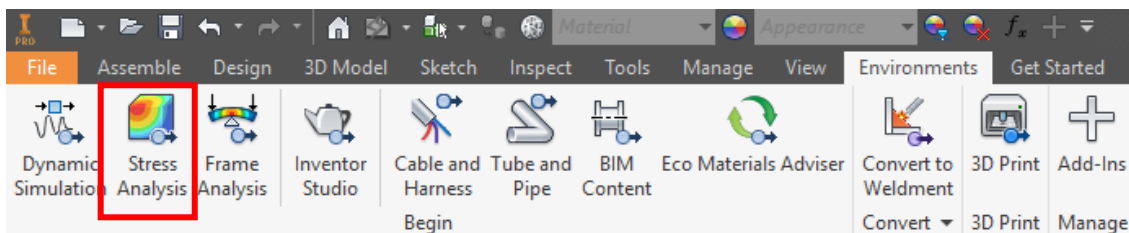
### 3. Análisis de esfuerzo

#### a. Configuración del simulador

Para realizar un análisis de esfuerzo del diseño propuesto se hizo uso del Simulador Autodesk Inventor 2016, el cual permite crear un ensamblaje de piezas, realizar distintos análisis y hacer uso de parametrizaciones de piezas para realizar modificación de manera más sencilla. Para comenzar con el análisis de esfuerzo se modelo el diseño propuesto como un ensamblaje de las distintas piezas que lo componen, estableciendo inicialmente el material de cada pieza y las restricciones a las que están sometidas.

Para poder realizar este tipo de análisis en el simulador el primer paso es dirigirse a la pestaña de Environments (en la versión en inglés), donde se debe seleccionar la opción Stress Analysis, la cual nos permitirá comenzar con la simulación de esfuerzos a los que estará sometido el diseño para poder realizar una interpretación del análisis. (ver Figura 41)

Figura 41. Barra de opciones de la pestaña Environments en Autodesk Inventor.



Dentro de esta opción podrán observarse distintas secciones que apoyarán a la correcta configuración del análisis de esfuerzo. Se debe comenzar con la configuración de la simulación en la opción de Create Simulation la cual se presenta en la Figura 42 con el número 1. Se desplegará el cuadro que se muestra en la Figura 43 en el cual se define si se desea realizar un análisis estático o un análisis modal, además de como como se establecerán los contactos según ciertos parámetros.

Figura 42. Barra de opciones para realizar un análisis de esfuerzo.

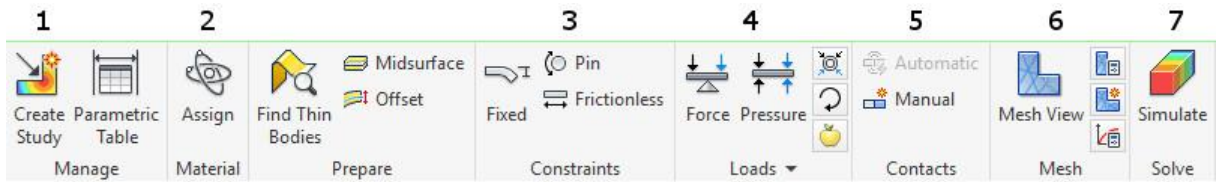
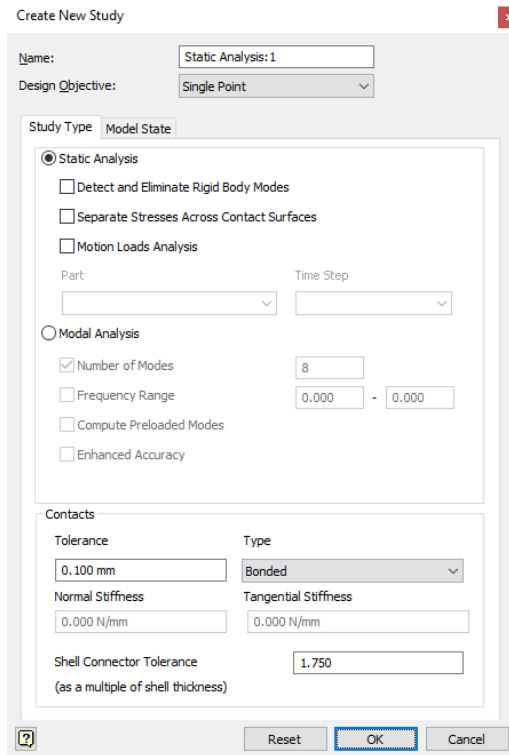


Figura 43. Cuadro de configuración inicial para crear un nuevo estudio de análisis de esfuerzo.



Una vez definido el tipo de análisis a realizar el siguiente paso consiste en asegurarse de que el material sea el correcto para las piezas que se verán afectadas en el análisis, esto se realiza en la opción 2 (Material) de la barra de opciones que se observa en la Figura 42. En este punto también es importante evaluar que piezas del ensamblaje no queremos que estén dentro del análisis bajo el criterio de que se pueden tomar como piezas o conjuntos de piezas separados a aquellos donde se soportarán cargas.

Como siguiente paso se debe especificar las restricciones a las que estarán sometidas las piezas al momento de moverse, como se observa en la Figura 42 en la opción 3 (Constraints), una pieza puede presentarse como empotrada (Fixed), pin si presenta una restricción donde una pieza puede girar con respecto a otra y sin fricción (Frictionless). Estos deben de colocarse en las superficies a las que se le desea establecer la restricción.



Continuando con la configuración de la simulación el siguiente paso es definir las fuerzas y momentos a los que estará sometido el diseño los cuales se despliegan en la opción 4 (Loads) de la barra de opciones que se muestra en la Figura 42. Como se muestra en la Figura 44 y en la Figura 45, las fuerzas y los momentos deben de tener la información de sobre que superficie serán sometidas las cargas, la dirección y la magnitud de estas.

Figura 44. Cuadro de configuración de las fuerzas a las que está sometida una pieza.

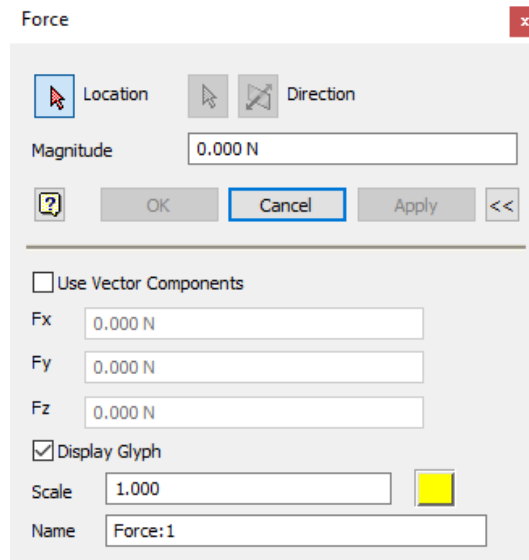
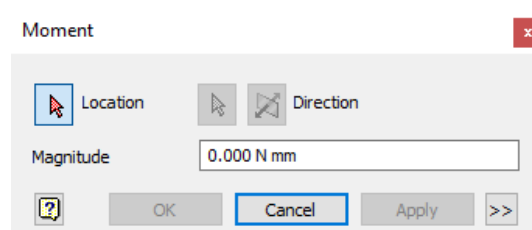


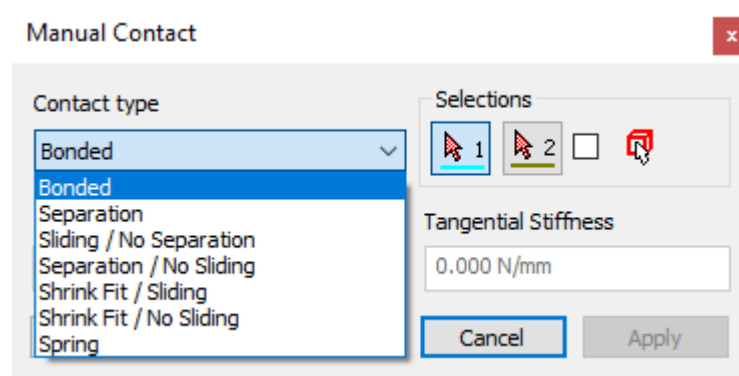
Figura 45. Cuadro de configuración de los momentos a los que está sometida una pieza.



La última configuración antes de comenzar con la simulación es la de la configuración de los contactos que tendrán las piezas entre sí. Es muy importante tomar importancia a esta configuración pues al momento de crear la simulación se establece que el simulador cree contactos automáticos a partir de tolerancias definidas. En la Figura 43 en la parte inferior se observa cómo se establece que para una tolerancia de 0.100 mm se definirá un contacto de unión (Bonded) por lo que aquellas piezas con esa tolerancia entre sí se presentarán como piezas unidas. La colocación de contactos automáticos es de gran ayuda, principalmente para ensamblajes de varias piezas pues disminuye la colocación de contactos manuales, pero es importante remarcar que existen otros contactos, que se muestran en la Figura 46, donde se puede definir además de contactos de unión, contactos de separación, de deslizamiento sin separación, separación sin deslizamiento, entre otros. Habrá contactos automáticos colocados por el simulador como de unión que realmente se desempeñen de otra manera, por lo que

hay que aplicar un criterio sobre cómo se supone se moverá el diseño. Esto apoya a crear un análisis más exacto pues las piezas se moverán como se prevé en la vida real.

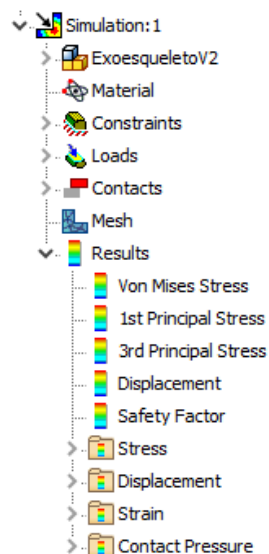
Figura 46. Cuadro de configuración manual de contactos de superficies de las piezas.



#### b. Resultados que se pueden visualizar del simulador

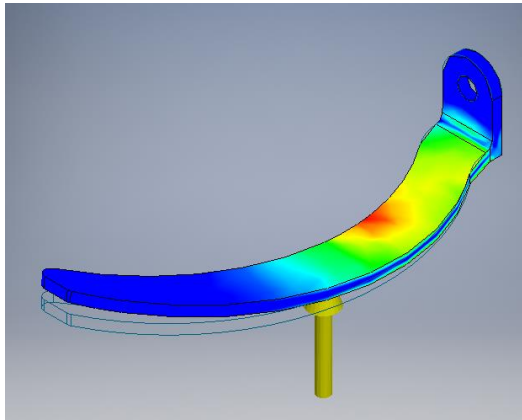
Por último, en la opción 6 (Mesh) se puede realizar cambios en la malla que se realizará para el análisis de elementos finitos que realizará el simulador. Al seleccionar simular (Simulate) de la opción 7 (Solve) de la barra de opciones el simulador comenzará a realizar el análisis de esfuerzos de las piezas en cuestión. Al finalizar el análisis, el simulador presentará los resultados como se muestran en la Figura 47, donde se observarán la tensión equivalente o tensión de Von Mises, las tensiones principales, el desplazamiento, el coeficiente de seguridad, la deformación equivalente, las deformaciones principales y la presión de contacto.

Figura 47. Árbol de la simulación donde se muestra el ensamble, las configuraciones y los resultados.



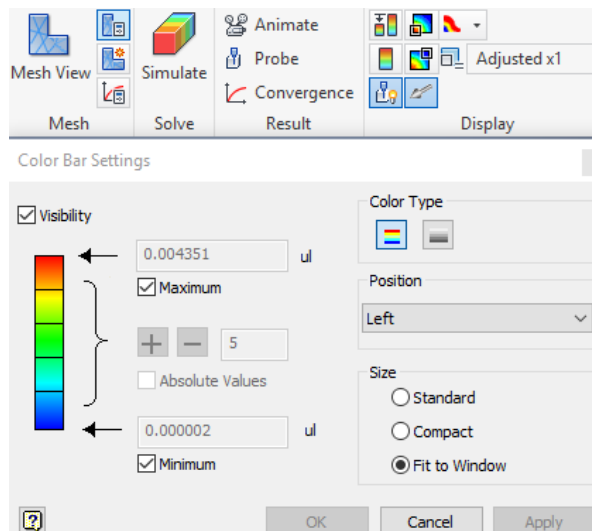
Al momento de desplegar los resultados, el simulador presentará un mapa térmico de la pieza o ensamblaje con una visualización de las áreas críticas, como se observa en la Figura 48. Este mapa térmico va a depender de la configuración con la que se desee realizar la visualización, por lo que las áreas de color rojo tenderán a acercarse al límite superior que se haya definido y el azul al límite inferior que se haya definido. También se puede manejar el rango establecido automáticamente por el simulador.

Figura 48. Mapa térmico desplegado por el simulador.



En la Figura 49 se presentan las configuraciones que se pueden realizar para la visualización de los resultados en la barra de opciones, en la figura siguiente se muestran las opciones de resultados (Result) y visualización (Display). En la opción de resultados puede observarse la animación de como la pieza o ensamblaje trabajaran y observar incoherencias. En la opción de visualización se muestran distintas opciones para que visualmente se logre realizar un mejor criterio y análisis. Puede modificarse el rango de visualización, los colores, representar los puntos máximos y mínimos, así como la deformación que se quiere visualizar, principalmente para poder visualizar deformaciones bajas a una escala mayor.

Figura 49. Opciones de configuración visual de los resultados.

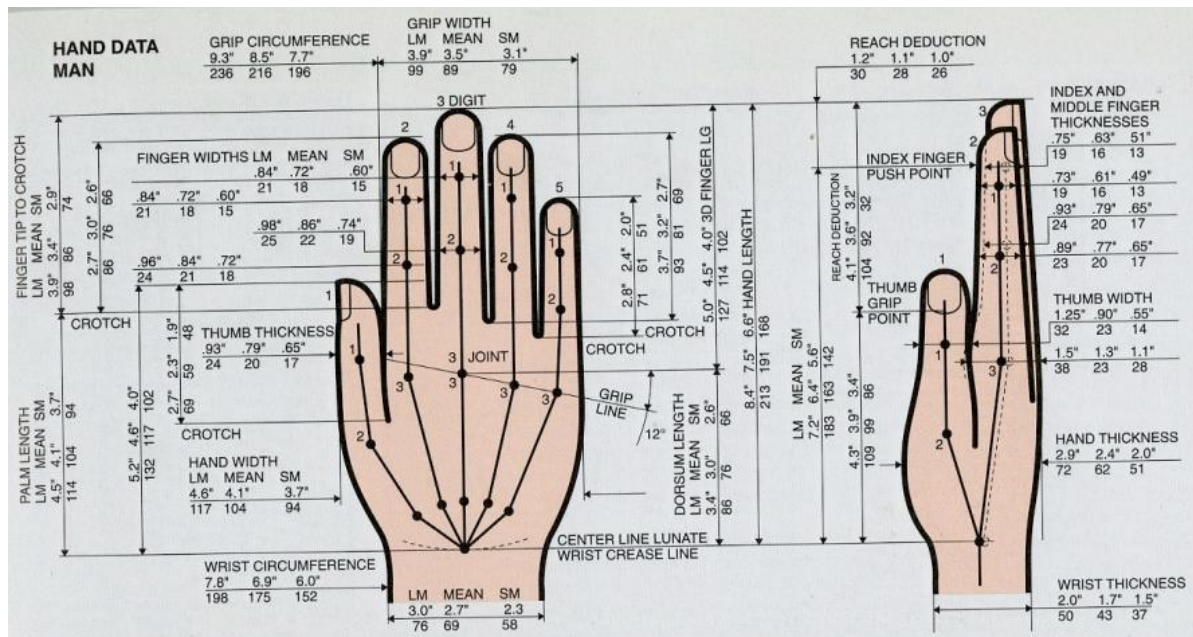


## B. Resultados

Cuadro 1. Matriz de Pugh realizada para determinar el mejor diseño basado en los criterios y ponderación.

Criterios de diseño	Peso	Base				Diseños			Peso x calificación		
		Diseño O	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Ajuste de ROM	6	0	-1	1	0	-6	6	0			
Ajuste de talla	5	0	-1	1	1	-5	5	5			
Precio estimado	4	0	1	0	-1	4	0	-4			
Portabilidad	3	0	0	-1	-1	0	-3	-3			
GDL	2	0	0	1	0	0	2	0			
Tamaño	1	0	-1	-1	0	-1	-1	0			
<b>Total</b>						<b>-8</b>	<b>9</b>	<b>-2</b>			

Figura 50. Vista frontal y lateral de la mano con sus respectivas medidas del 99 percentil (LM), 50 percentil (Mean) y 1 percentil (SM). [9]



Cuadro 2. Valores críticos para tomar en cuenta para el diseño del dispositivo.

Dato	Valor
Ancho de dedos sin pulgar máximo	99 mm
Largo de muñeca a nudillos máximo	86 mm
Largo de dedos desde nudillos mínimo	102 mm
Largo de dedos desde nudillos máximo	127 mm

Figura 51. Primer diseño, mano extendida.

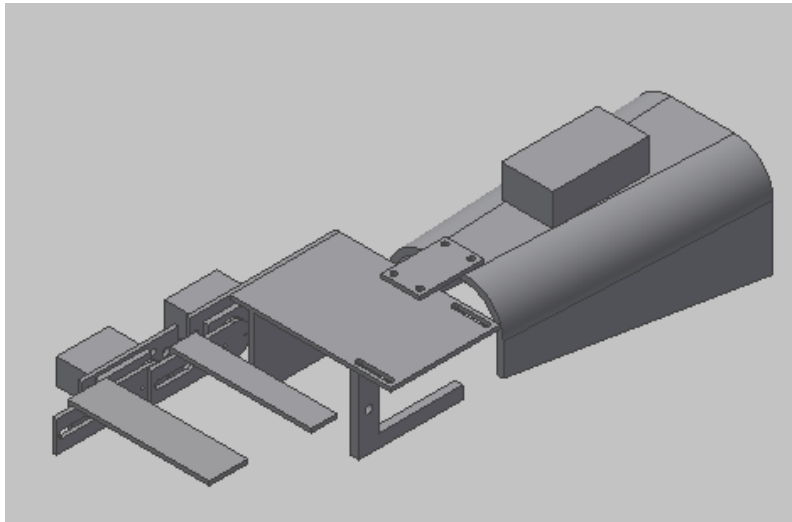


Figura 52. Primer diseño, mano entrecerrada.

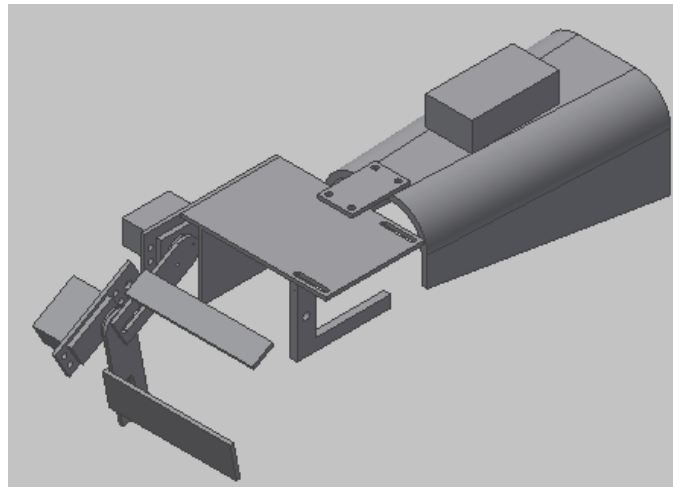


Figura 53. Primer diseño, mano cerrada.

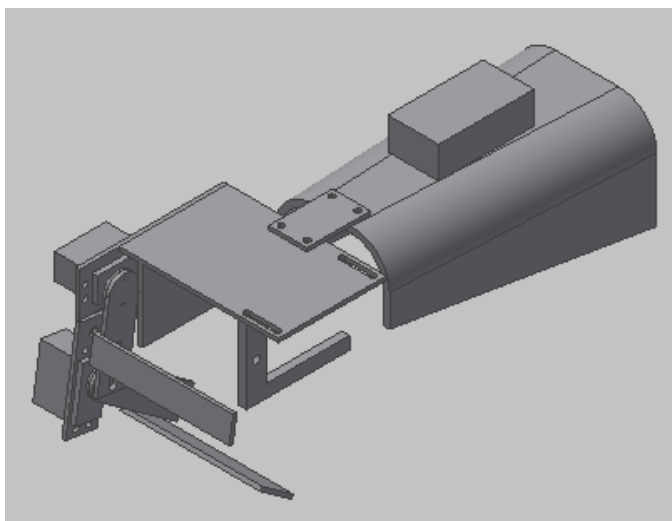


Figura 54. Isométrico segundo diseño, mano extendida.

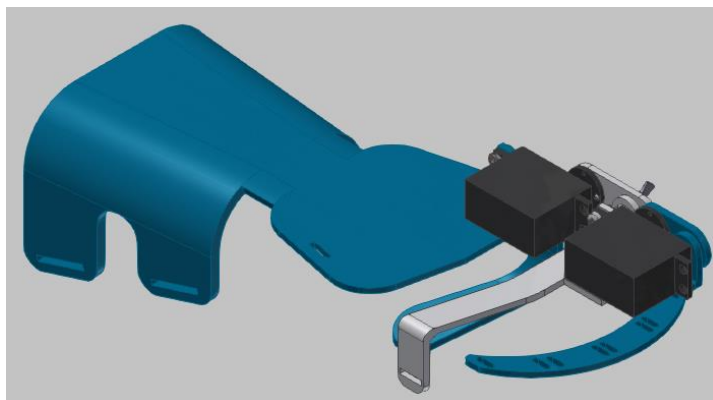


Figura 55. Isométrico segundo diseño, mano entrecerrada.

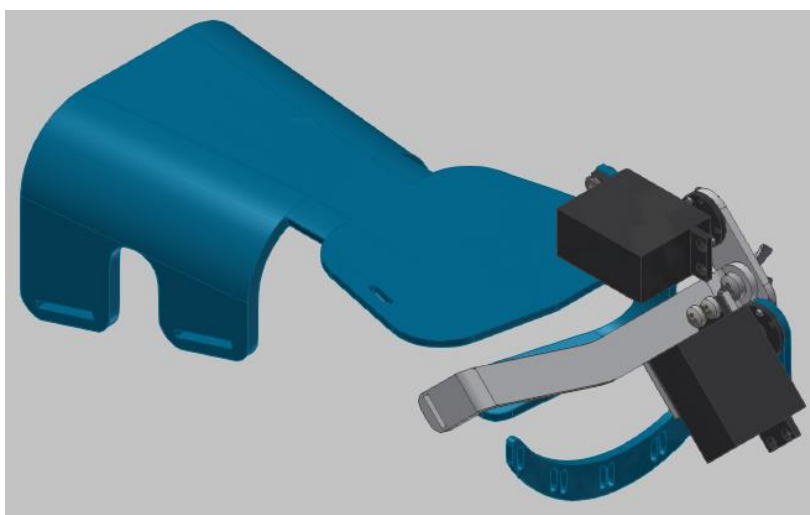


Figura 56. Isométrico segundo diseño, mano extendida, vista trasera.

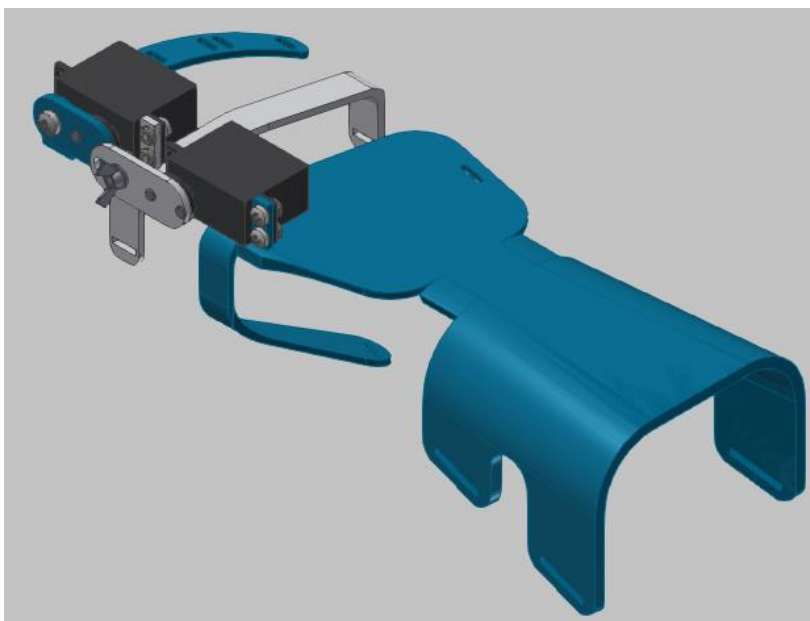


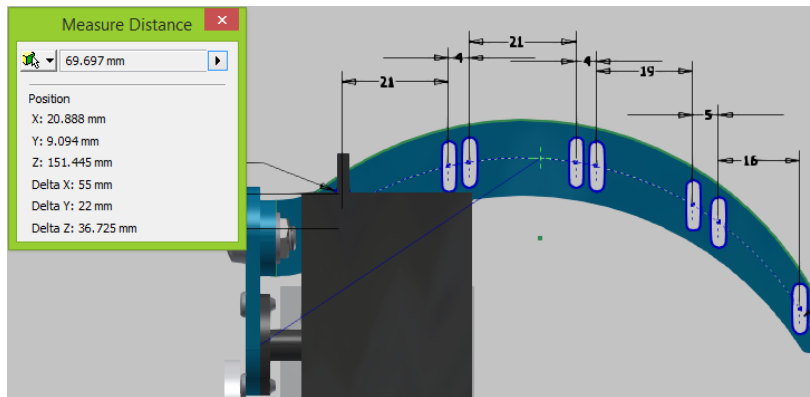
Figura 57. Vista superior del segundo diseño.



Figura 58. Vista inferior del segundo diseño.



Figura 59. Medición de brazo de fuerza aplicada del centro de las falanges distales hacia el eje del servo.



Ecuación 1. Ecuación para obtener el brazo en el que se aplica la fuerza.

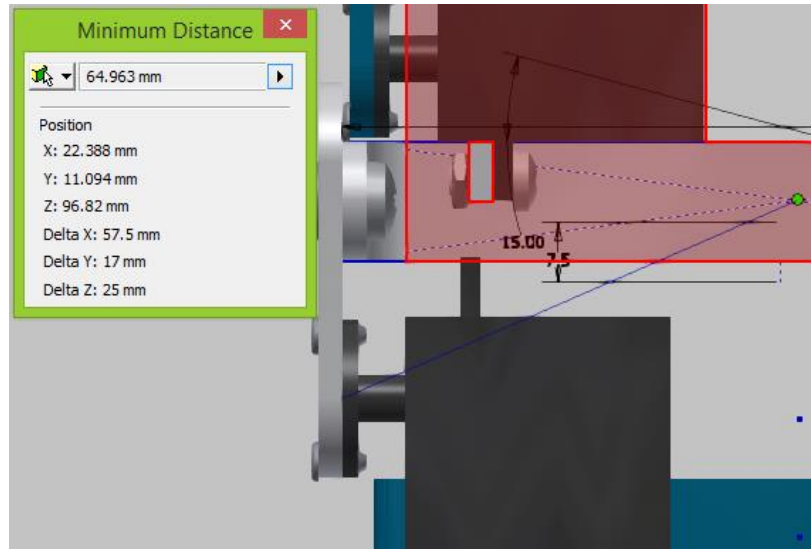
$$d = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

Cuadro 3. Distancia entre el centro de masa de la falange distal y el eje del servo motor 2.

Dato	Medida (mm)
$\Delta x$	55.00
$\Delta y$	22.00
$\Delta z$	36.73
d	69.70



Figura 60. Medición de brazo de fuerza aplicada del centro de las falanges proximales hacia el eje del servo.



Cuadro 4. Distancia entre el centro de masa de la falange proximal y el eje del servo motor 1.

Dato	Medida (mm)
$\Delta x$	57.50
$\Delta y$	17.00
$\Delta z$	25.00
d	64.96

Ecuación 2. Ecuación para la obtención, partiendo de la fuerza y la distancia.

$$\tau = F * d$$

Cuadro 5. Torque calculado con la Ecuación 2 para los servos de la falange distal y el de la falange proximal.

Servo	Fuerza (N)	d (mm)	Torque (Nm)	Torque (Kg*cm)
Falange distal	10	69.70	0.70	7.12
Falange proximal	10	64.96	0.65	6.63

Figura 61. Selección de motor Hitec HS645MG. [48]

Servo designation	Weight [g]	Size (LxHxW) [mm]	Speed [s/60°]	Torque [kgcm]
Futaba FP-S128	53	40.5x40.5x20	0.24	3.5
Futaba S9102	45	41x25x23	0.16	2.8
Futaba S9602	31	36x30.7x15	0.09	2.7
Futaba S9650	26	35.5x28.5x15	0.11	4.5
Futaba S9451	56	40x36.5x20	0.10	8.7
Futaba S9551	45	41x25x20	0.14	4.8
Futaba BLS551	44	40.5x25.4x20	0.13	7.3
Futaba BLS153	26	35.5x28.6x15	0.15	5.5
Hitec HS645MG	60	40.5x38x20	0.2	9.6
Hitec HS5955TG	62	40x37x20	0.19	18
Hextronik D-MG16	19	29x29x11.2	0.08	2.9
Hextronik HX-5010	39	40x38x20	0.16	6.5

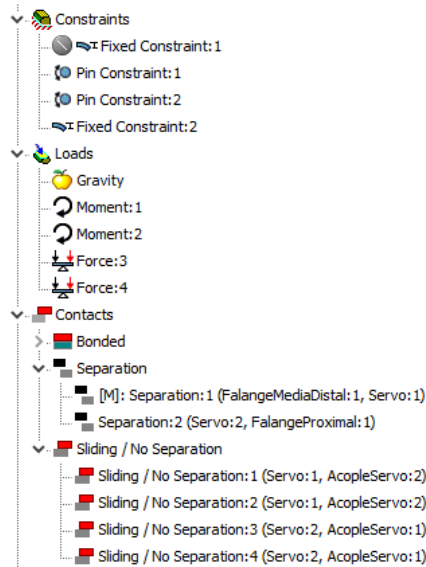
Figura 62. Motor servo Hitec HS645MG. [49]



Figura 63. Listado de materiales de las piezas del ensamblaje definidos para el análisis de esfuerzo.

Assign Materials			
Component	Original Material	Override Material	Safety Factor
ExoesqueletoV2			
AntebrazoMano:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
Servo:2	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
AcopleServo:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
BrazoPrimerServo:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
FalangeProximal:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M4x8-H:1	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M4x8-H:2	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 24035 M4:1	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 24035 M4:2	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M5x10-H:	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN 125-1 A A 5.3:2	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
Nut GB/T 62.2-2004 M5	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
Servo:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
AcopleServo:2	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
BrazoSegundoServo:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
FalangeMediaDistal:1	ABS Plastic	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M4x8-H:3	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M4x8-H:4	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 24035 M4:3	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 24035 M4:4	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 22341 A A - 3 x	Steel	(As Defined)	Yield Strength
DIN 7985 (H) M5x10-H:	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN 125-1 A A 5.3:3	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
DIN EN 24035 M5:1	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength

Figura 64. Restricciones, cargas y tipos de contactos que se usaron para la simulación.



Cuadro 6. Resultados de la simulación de esfuerzos del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente.

Descripción	Valor
Esfuerzo de Von Mises máximo	106.6 MPa
Desplazamiento máximo	15.36 mm
Deformación equivalente máxima	0.01062
Factor de seguridad mínimo	0.79

Figura 65. Mapa térmico del factor de seguridad del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente.

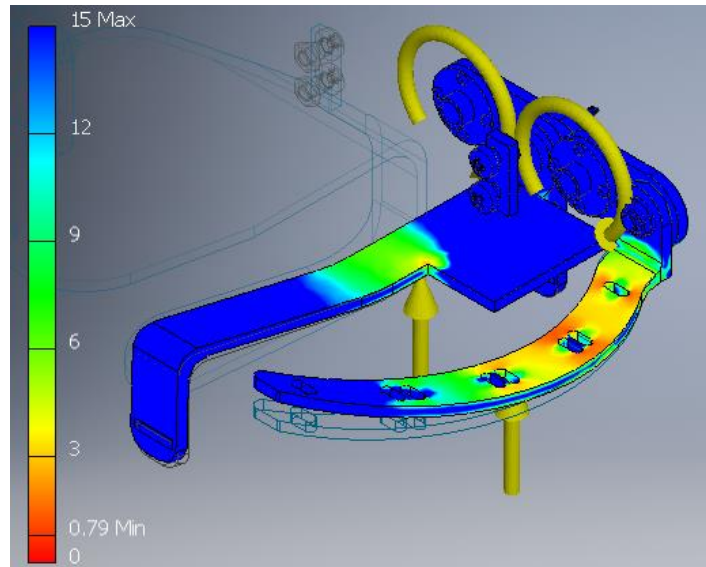


Figura 66. Mapa térmico de la deformación equivalente del modelo, teniendo la pieza de las falanges medias y distales ranuras para sujetar los dedos individualmente.

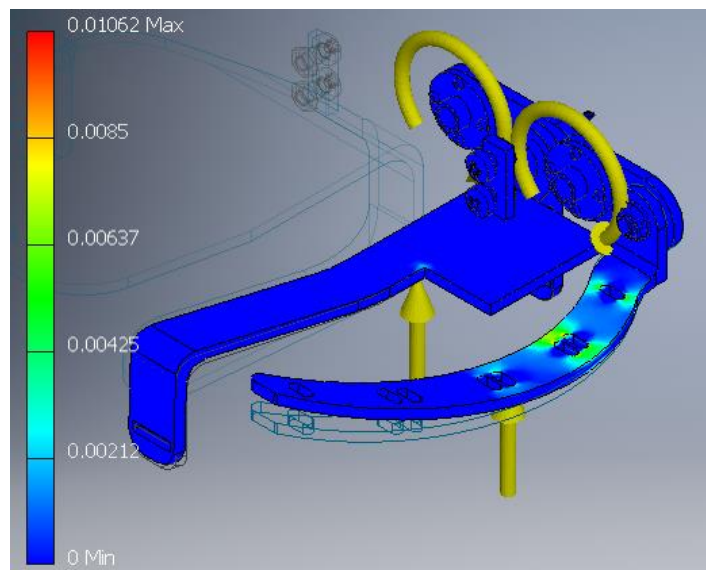
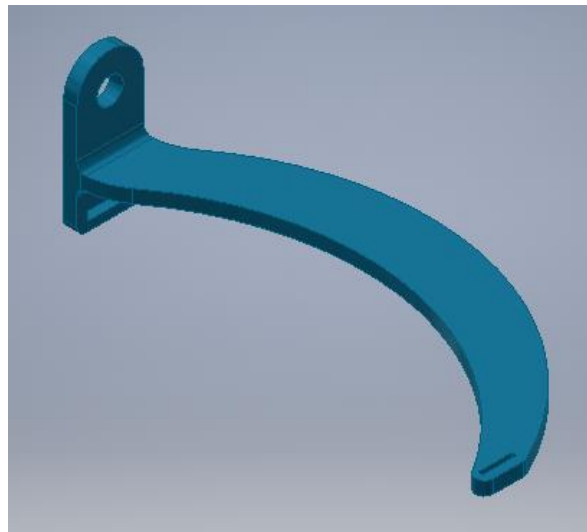


Figura 67. Vista isométrica de la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar cada dedo individualmente.



Figura 68. Vista isométrica de la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar todos los dedos en conjunto.



Cuadro 7. Resultados de la simulación de esfuerzos del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta.

Descripción	Valor
Esfuerzo de Von Mises máximo	104.4 MPa
Desplazamiento máximo	13.33 mm
Deformación equivalente máxima	0.004446
Factor de seguridad mínimo	1.87

Figura 69. Mapa térmico del factor de seguridad del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta.

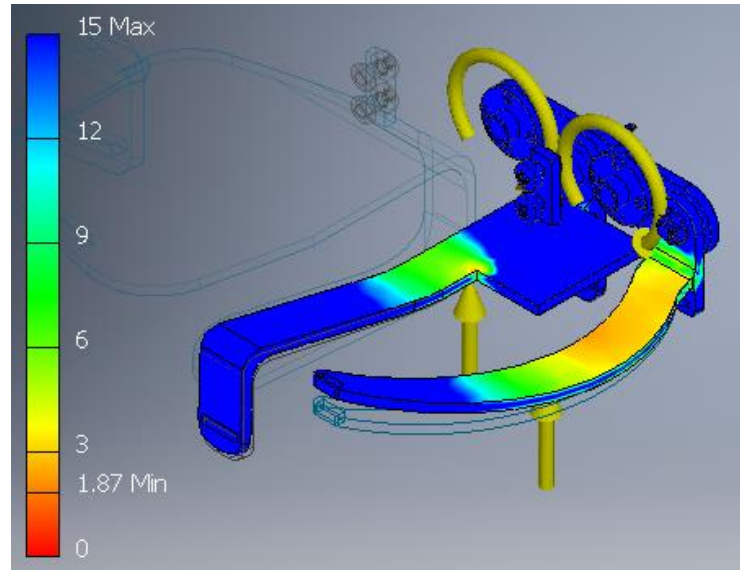
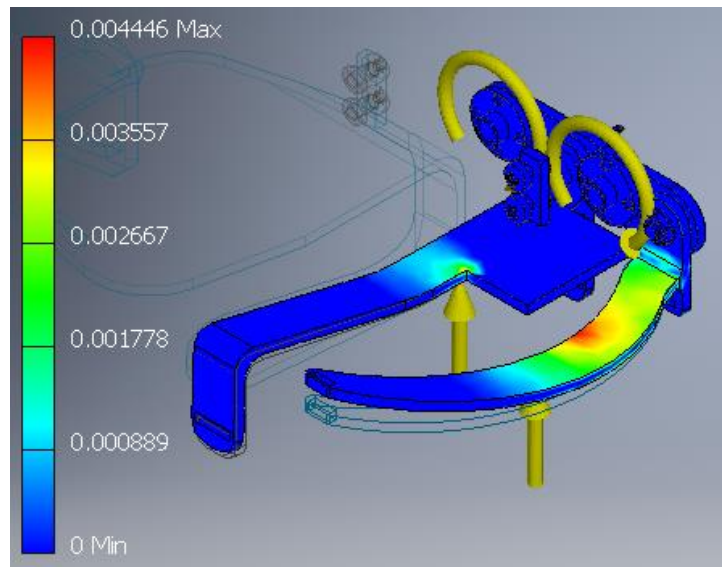


Figura 70. Mapa térmico de la deformación equivalente del modelo, con la pieza de las falanges medias y distales con ranuras para sujetar los dedos de forma conjunta.



## C. Discusión

El objetivo principal de este trabajo consiste en diseñar un dispositivo exoesqueleto para terapia física de rehabilitación de funciones motoras de la mano, que permita ejercitar el movimiento de los dedos; para lo cual se realizaron tres capítulos que en conjunto demuestran la viabilidad de tal exoesqueleto. Inicialmente se necesitó

establecer las medidas necesarias de la mano de un adulto para poder establecer de esta manera las medidas que se estarían tomando en cuenta para el exoesqueleto pues es de gran importancia que este pueda ser utilizado por la mayor cantidad de personas, pudiendo aportar terapia al mayor número de pacientes.

Henry Dreyfuss Associates (1993), en su libro *The Measure of Man and Woman* realiza un estudio de medida tanto del hombre como de la mujer, desde la infancia hasta la vejez, pasando por diferentes edades de la adolescencia y tomando la adulta en las edades comprendidas entre los 20 y los 65 años. El estudio se realizó en diferentes países, entre los que se encuentra Estados Unidos, Francia, Yambasa, Kirdi, Corea, Japón, entre otros. Colocando dentro del 99 percentil a hombres de 1.92 m de estatura; 50 percentil, 1.755 m; y, 1 percentil 1.59 m. [8] Así mismo, en Guatemala, Pontaza *et. al.* (2006) realizaron encuestas y medidas de 1397 personas, de las cuales de 1040 se realizaron medidas de estatura siendo el promedio 1.577 m. [7] Tratando de mantener el diseño del exoesqueleto de manera global no se debe descartar el hecho que debe ser diseñado para el uso de guatemaltecos también por lo que es importante el ajuste a diferentes tallas para el exoesqueleto.

Después de un extenso análisis bibliográfico se optó realizar cuatro diseños de exoesqueletos con el fin de compararlos bajo ciertos criterios propuestos, con el fin de determinar el mejor diseño según los criterios establecidos. Como se puede observar en el Cuadro 1, los criterios establecidos consistían en seis características importantes a tomar en cuenta; el ajuste de rango de movimiento siendo el más importante, siguiendo con el ajuste de talla, precio estimado, portabilidad, grados de libertad, y tamaño siendo el de menor importancia para determinar el diseño. Cada uno de estos criterios y como cada uno de estos se reflejaba en cada uno de los diseños se explica dentro de la metodología de este capítulo.

Por medio de una matriz de Pugh, también conocida como matriz de comparación (ver Cuadro 1) se evaluaron cada uno de los diseños contra un diseño base, siendo el diseño base el diseño O (ver Figura 36). Se seleccionó el diseño O como el diseño base, pues fue el primer diseño propuesto debido a que visualmente sería un dispositivo de mayor portabilidad y menor tamaño, aparte que estéticamente de mejor aspecto. Aun así, era necesario la comparación con los diseños A, B, C, ver Figura 38, Figura 39 y Figura 40, respectivamente.

Como se explica en la metodología el diseño O consistía en un dispositivo impulsado por un actuador lineal o en su defecto un tornillo sin fin; el diseño A, por un mecanismo de cuatro barras; el diseño B, por dos motores servos siguiendo el movimiento de las articulaciones MF e IFP; y, por último, el diseño C impulsado por músculos artificiales neumáticos. Al momento de evaluar cada uno de los diseños conforme a los criterios establecidos se determinó el peso de los criterios, los cuales pueden observarse en el Cuadro 1; siguiendo con la ponderación de estos criterios para cada uno de los diseños utilizando como referencia el diseño O. Finalmente se observa en el Cuadro 1 que partiendo de los criterios propuestos y sus valores el diseño B es un mejor diseño que el A o C, incluso así, es un mejor diseño que el diseño O. Los valores obtenidos para los diseños fueron 9 para el diseño B, 0 para el diseño O (debido a que es el de referencia), -2 para el diseño C y -8 para el diseño A. (Ver Cuadro 1)

Debido a los resultados obtenidos en la matriz de Pugh, Cuadro 1, se estableció trabajar un diseño del exoesqueleto parecido al diseño B presentado en la Figura 39, el cual consisten en dos motores servo que mueven las articulaciones MF e IFP. Los dos criterios de mayor importancia dentro de la matriz de Pugh eran ajuste de

ROM y ajuste de talla. Para el ajuste de ROM cabe determinar que por medio de programación se puede establecer el rango de movimiento en el que los motores servo estarán realizando el movimiento de los dedos. En cuando al ajuste de talla es determinado por el diseño del exoesqueleto el cual debe ajustarse a diferentes tallas de mano.

Henry Dreyfuss Associates (1993), presenta un capítulo con medidas de la mano para el 99, 50 y 1 percentil. (Ver Figura 50) Dentro de la Figura 50 se observan para cada parte medida tres diferentes medidas en dos diferentes sistemas de medición, siendo en la parte superior o derecha medidas en sistema inglés, mientras las inferiores o izquierdas corresponden a medidas en sistema internacional. Las tres medidas que se observan por los distintos sistemas son del 99 percentil (LM), 50 percentil (Mean) y 1 percentil (SM), leyéndose estos de izquierda a derecha o de abajo a arriba. Las unidades utilizadas para el sistema inglés son pulgadas, mientras las utilizadas para el sistema internacional son milímetros. [9]

Partiendo de esta imagen se pueden establecer tres medidas importantes, aunque para el diseño se utilizaron muchas medidas; siendo estas, la longitud de la mano, el ancho de los dedos, la longitud del dorso de la mano hasta los nudillos. Obteniendo un rectángulo partido en dos, ancho por largo de los dedos de la mano sin el pulgar y ancho por largo del dorso. Estas medidas pueden observarse en el Cuadro 2, donde se observa que la única medida variable que se tomó en consideración fue la longitud de los dedos desde los nudillos. El dorso es importante debido a que es el punto donde la articulación MF se encuentra, la cual es la primera articulación que se moverá; dentro del diseño, el dorso de la mano se tomó como el valor de mayor importancia el largo desde la muñeca hasta los nudillos tomando así la medida más grande, esto debido a que personas con menor tamaño lo importante es que los nudillos queden externas a la parte del exoesqueleto que cubre la mano y el antebrazo.

De la Figura 51 a la Figura 53 puede observarse una primera iteración del diseño la cual consistía en la colocación de los servos en el lateral exterior del exoesqueleto. Teniendo cada servo un brazo con la posibilidad de ajustar la distancia. Además, cuenta con la posibilidad de ajustar el ancho de la mano como se observa en el centro de la Figura 51 una placa con dos orificios que funcionan como carriles para ajustar el soporte del dedo pulgar. El diseño cuenta con un soporte en el antebrazo el cual está unido a la mano por medio de una placa con tornillos. Aunque este diseño cumplía con la función principal de ajuste de talla, presentaba problemas que a los cuales no se les encontró una solución viable, como es el caso del acople del motor servo 2 que movía la articulación IFP, como se puede observar en la Figura 52, el motor servo dentro del diseño aún no se encuentra acoplado a la estructura. También puede observarse que los acoples de los dedos son, para ambas falanges, rectos; teniendo los dedos una curvatura natural, por lo que bien algunos dedos no quedarían incluidos dentro del movimiento o bien podría crear alguna molestia al realizar los movimientos. Este diseño tampoco mostraba en este punto una forma adecuada para acoplar la mano y los dedos al exoesqueleto.

Luego de mostrar el diseño preliminar y el primer diseño realizado a diferentes personas se realizó un segundo diseño en el cual se corrigieron diferentes problemas y se le dio una vista más estética. Para discutir los cambios realizados se evaluará el diseño previo (ver Figura 51) y el segundo diseño (ver Figura 56) partiendo del antebrazo hasta el elemento que moverá la articulación IFP. El primer cambio a observar consiste en la reducción de la pieza que cubriría el antebrazo; además en que el segundo diseño (ver Figura 56) se observa que la pieza del antebrazo



se encuentra unida a la pieza del dorso de la mano; a diferencia del primer diseño (ver Figura 51), donde la unión de esos dos elementos es por medio de una placa con tornillos. Así mismo se observa que el segundo diseño presenta en la parte del antebrazo un diseño lateral con mayor apertura que el primer diseño, además de aperturas para cintas de velcro para poder ajustarlo al brazo del usuario.

Para ambos diseños se pretende que la articulación MF o nudillos sean colocados después de la pieza que cubre el dorso de la mano, en el caso del segundo diseño (ver Figura 57) puede observarse en la vista superior de este que se maneja una pendiente que sigue la pendiente de los nudillos. Esta pendiente no se encuentra presente en el primer diseño. Por otro lado, en la Figura 57 puede observarse que el segundo diseño presenta un diseño con más curvas, además de una apertura en la parte externa del exoesqueleto como se observa en la Figura 54; en comparación al primer diseño que se presenta como un diseño recto y con tope tanto en la parte exterior de la mano como en la parte del pulgar, obligando a este diseño a ajustar el tope del pulgar, mientras en el segundo diseño el cambio de talla puede realizarse por medio de cinta de velcro que va del centro de la palma de la mano hacia el lado externo dorsal de la mano como se observa en la Figura 58.

Seguidamente se observa que en el segundo diseño se presenta el primer motor servo por encima de la pieza que cubre el dorso de la mano, colocado del lado donde se encuentra el pulgar; a diferencia del diseño previo en el que los dos motores servo se encuentran en el lateral externo, resolviendo de esta manera el acople de los motores al dispositivo exoesqueleto. El segundo servo en el segundo diseño se presenta acoplado a la pieza que mueve la articulación MF.

Otro cambio importante realizado fue el ajuste de la longitud de los dedos, en el primer diseño ambas piezas que movían las articulaciones eran ajustables a diferentes distancias; en el caso del segundo diseño el ajuste solo ocurre en la pieza que mueve la articulación MF por medio de una tuerca de mariposa, como se puede observar la pieza blanca en la Figura 56. Esto debido a que se estableció mantener una distancia mínima que se establezca entre la falange proximal y la falange media; necesitando únicamente establecer la posición de la pieza que se encontrara encima de la falange proximal.

También se observa que el segundo diseño presenta en cada pieza o área importante hendiduras por las cuales se propone utilizar cinta de velcro para ajustar y sujetar la mano del paciente al exoesqueleto. En el caso de la pieza que va sobre la falange proximal, ver pieza blanca en la Figura 56, existen dos hendiduras, una en cada extremo. Mientras en la pieza que va en la falange distal o media se observa 8 hendiduras en total, dos para cada dedo (ver Figura 58) con lo cual se pretende que los dedos se fijen a esta pieza con cinta de velcro para cada dedo.

Una vez finalizado el diseño del dispositivo se evaluó el torque que cada motor servo requeriría para realizar el movimiento necesario. Roccella *et. al.* (2008) comentan sobre la fuerza de resistencia, explicando que esta, en pacientes de accidentes cerebrovasculares se presenta por espasticidad al haber una contracción continua de los músculos de la mano. Este efecto contribuye a una fuerza de resistencia, teniendo la fuerza en la falange proximal  $F_1= 10N$ , falange media  $F_2= 6 N$  y falange distal  $F_3= 3 N$ ; esto en el centro de las falanges; por lo que se estableció que la fuerza utilizada en el centro del conjunto de la falange proximal fue de 10 N y en la falange distal fue de 10 N. [46]

En las Figura 59 y Figura 60, se realizó la medida del brazo de torque de estas fuerzas por medio del software Inventor de Autodesk. Utilizando la Ecuación 2, donde el torque es igual a la fuerza por la distancia, se obtiene un torque de 0.65 Nm para el motor que mueve la falange proximal y 0.70 Nm para el motor que mueve la falange distal. Los motores servo presentan su torque en Kg\*cm, para lo cual se obtuvo un torque de 6.63 Kg\*cm para el motor de la falange proximal y 7.12 Kg\*cm para el motor de la falange distal. (Ver Cuadro 5)

Debe tomarse en cuenta que el dispositivo estará realizando una terapia de movimiento pasivo continuo (CPM), la cual consiste en que el paciente no realiza ningún movimiento, ni una fuerza continua sobre el exoesqueleto. En el caso de la terapia CPM, el especialista empieza midiendo con un goniómetro el rango de movimiento del paciente para evaluar el valor máximo de grados a los que este puede llegar, sin realizar una fuerza de resistencia.

Se revisaron diversos motores servo para ver que cumplieran con el mínimo torque establecido, el cual es de 7.12 Kg\*cm, y se decidió la elección del motor servo Hitec HS645MG. [48] (Ver Figura 61) Este motor servo cuenta con un torque de 7.7 Kg\*cm cuando es alimentado por 4.8 V y un torque de 9.6 Kg\*cm con un voltaje de 6.0V. [49] Por lo consiguiente puede establecerse que los motores seleccionados realizarán los movimientos esperados para las articulaciones MF e IFP.

Se utilizó el software de simulación Autodesk Inventor para realizar un análisis de esfuerzo sobre el ensamblaje, para establecer posibles puntos críticos donde se pudiera presentar una falla, así como las piezas más propensas a sufrir una falla. Se comenzó por realizar un análisis al diseño propuesto que puede visualizarse en la Figura 54 a la Figura 58.

El primer paso para poder realizar el análisis de esfuerzo es la correcta definición de los materiales a utilizar. En la Figura 63, puede observarse los materiales que se definieron utilizar. En el caso de las piezas de fijación como los tornillos y tuercas, estos fueron seleccionados de la librería del simulador, por lo que se trabajó con los materiales definidos por el software, como lo son acero, acero inoxidable 440C o acero suave. En el caso de los servos, se observó que los servos Hitec HS645MG cuentan con engranajes de metal, pero en sí la carcasa es de un polímero, por lo que se definió como ABS. Las demás piezas se definieron como plástico ABS por ser un polímero que presenta resistencia térmica y a la fatiga, así como dureza y rigidez, además de ser un material utilizado en gran medida en la fabricación de componentes plásticos.

Luego de esto se definieron las restricciones con las que contarían las piezas del ensamblaje, en primer lugar, la pieza del antebrazo se definió como la pieza que estaría empotrada y sería la base. Así mismo se definió como empotrado el motor servo que se encontraba anexado directamente al antebrazo pues no se estará moviendo. Las siguientes definiciones establecidas fueron de tipo pin, definidas para los acoples que estarían unidos para los ejes de los motores servo, esto debido a que los motores servo estarían realizando un torque para el movimiento de las falanges de las manos. Estas configuraciones pueden observarse en la parte superior de la Figura 64.

Así mismo, en la Figura 64, se observan las cargas a las que el ensamblaje estaría siendo sometido, comenzando por la gravedad de los mismos elementos del ensamblaje. Luego se definieron los dos momentos que los motores servo estarían generando, los cuales según la Figura 61 son de 9.6 Kg\*cm. Por último, se definieron las fuerzas a

las que estaría sometido el ensamblaje, las cuales como se establecieron anterior mente son fuerzas de resistencia de 10 N tanto en la pieza de las falanges proximales como en la de las falanges media-distales.

Se debe anotar que este es un caso en el que el exoesqueleto este siendo sometido a estas fuerzas de resistencia generadas por los pacientes, lo cual no se recomienda, pues la idea de la terapia CPM es que el movimiento pasivo continuo que estará realizando el exoesqueleto debe definirse dentro del ROM del paciente, para evitarle molestias o posibles complicaciones. El paciente no debe realizar ningún movimiento ni fuerza, pero a fin de poder realizar un análisis de esfuerzo adecuado se colocan estas fuerzas que serían las máximas a las que el exoesqueleto podría estar sometido.

Como última configuración previo realizar la simulación se definieron los contactos de las piezas del ensamblaje. Inicialmente con la configuración inicial se define que Autodesk Inventor automáticamente establezca cualquier superficie de una pieza que tenga una tolerancia de 0.100 mm con respecto a cualquier otra superficie de otra pieza como un contacto de unión, para la mayoría de las piezas este es el caso. Sin embargo, debido a que el eje de los motores servo estará realizando un momento y transmitiéndolo por medio de los acoples del servo, se define la unión de las superficies de los ejes de los motores como un contacto de deslizamiento sin separación con respecto a la parte interna de los acoples, donde se introducen los ejes de los motores. Así mismo, se definió un contacto de separación para los motores servo y las piezas de las falanges ya que con el movimiento que se estaría realizando el simulador los tomaba como contactos de unión ya que en un momento la separación entre superficies era menor a la tolerancia de 0.100 mm definida anteriormente. (véase Figura 64)

En el Cuadro 6 se presentan los resultados desplegados por el simulador, los cuales se presenta un dato de importante interes, y es el del factor de seguridad mínimo presentado en la pieza, con un valor de 0.79. Esto establece que la pieza de las falanges medias-distales estará sufriendo una deformación plástica, lo cual no es óptimo. En la Figura 65 se presentan una imagen térmica de los resultados del factor de seguridad en el ensamblaje, como puede observarse las áreas donde se presenta un menor factor de seguridad consisten en las áreas donde se encuentran las ranuras por donde pasará el velcro para unir las falanges distales a la pieza. Así mismo, en la Figura 66 se muestra un mapa térmico de los resultados de la deformación equivalente a la que esta sometido el exoesqueleto. En el Cuadro 6 se presenta que el valor máximo de deformación equivalente es de 0.01062, igualmente se observa en la figura que las areas de mayor deformación son nuevamente las ranuras para unir los dedos a la pieza.

Debido a esto se establecio la pieza de las falanges media-distales como la pieza crítica en el ensamblaje. Tomando eso en cuenta se decidió realizar modificaciones a esta pieza. En la Figura 67, se ve la pieza con las ranuras para sujetar cada dedo de forma individual. La función principal de esta pieza es la de sujetar los dedos, por lo que tiene la curvatura que siguen los dedos y las ranuras para sujetarlos. Para realizar las modificaciones requeridas se debía tomar en cuenta la funcionalidad. Por lo tanto, se subtrajeron los rasgos de las ranuras y se decidió dejar la cara superior plana. En la Figura 68 se muestra como además de dejar la cara superior de la pieza plana se realizó una extrucción en el lateral izquierdo para colocar una ranura y una ranura del lado derecho, que

permitiera hacer la sujeción de los dedos de forma conjunta, pasando de un extremo a otro de la pieza, con el fin de no perder la funcionalidad de la pieza.

Tomando esta modificación en cuenta, se prosiguió a realizar nuevamente una simulación para análisis de esfuerzo del ensamblaje. En el Cuadro 7 se muestran los resultados obtenidos, tomando en consideración los resultados previamente obtenidos se observa que aunque el esfuerzo de Von Mises máximo no cambio mucho, de 106.6 MPa a 104.4 MPa, ni el desplazamiento máximo, de 15.36 mm a 13.33 mm; la deformación equivalente máxima si vario a un valor menor de la mitad del valor previo, de 0.01062 hasta 0.004446, logrando un incremento en el factor de seguridad mínimo, de un valor de 0.79 donde la pieza sufría una deformación plástica, hasta 1.87 donde la pieza se mantiene dentro de su límite elástico.

En la Figura 69 y en la Figura 70 se muestran los mapas térmicos del factor de seguridad y de la deformación equivalente del ensamblaje, respectivamente. Se observa en la Figura 69 que el mapa térmico es más ecuánime, a diferencia que como se mostraba en la Figura 65 donde se presentaban los valores mínimos en las ranuras de unión, donde se concentraban más esfuerzos. Visualmente se puede observar en estas imágenes como la modificación realizada en la pieza utilizada en las falanges media-distales permitió una disminución drástica de los esfuerzos concentrados en puntos específicos que podrían resultar en fallas.

## VII. DISEÑO DE ELECTRÓNICA DEL SISTEMA

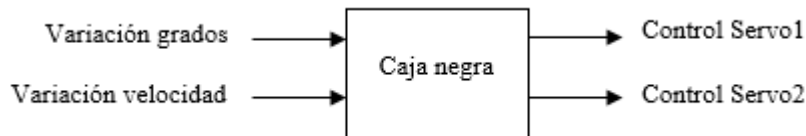
### A. Metodología

Para lograr realizar un diseño de la electrónica del sistema primero se debe tratar esto como una caja negra conociendo las entradas y salidas que se requieren del sistema, evaluando luego que sistemas se podrían crear para la obtención de las salidas necesarias por medio de las entradas previstas.

Las salidas necesarias son dos señales de control, una para cada motor servo, las cuales permitan variar los grados de los motores y la velocidad en la que estos operan. Como Lauren (2001) explica el ROM de la articulación MF es de  $90^\circ$  mientras la articulación IFP sobrepasa levemente los  $90^\circ$ . [4] Debido a que las únicas articulaciones que serán controladas directamente por el exoesqueleto son la articulación MF y la IFP; y debido a que ambas rondan los  $90^\circ$ , las señales de control de los dos servos serán iguales, aunque independientes. Debido a que la rehabilitación de mano puede ser empleada para diversas afecciones la velocidad de cambio de grados es importante para no dañar las articulaciones de los pacientes.

Conociendo las salidas del sistema, se conoce que existen dos variables: los grados y la velocidad de ambos motores. Debido a que ambos motores funcionarán a la misma velocidad y se moverán los mismos grados; puede establecerse una entrada al sistema para cada variable; una entrada que modifique los grados de movimiento y una entrada que varíe la velocidad de este. Estableciendo un sistema como el diagrama en la Figura 71.

Figura 71. Diagrama de entradas y salidas del sistema electrónico.



Para controlar los grados de un motor servo debe modificarse el ancho de pulso de una señal PWM. Se seleccionó el motor servo Hitec HS645MG por lo que esta señal debe tener un periodo de 20 ms y el ancho de pulso debe variar entre 0.9 ms a 2.1 ms para variar de  $0^\circ$  a  $180^\circ$ . En este caso se requiere únicamente variar el ancho del pulso en 0.6 ms para lograr variar  $90^\circ$ . (Ver Figura 72) [50]

Figura 72. Descripción de periodo y ancho de pulso de los motores servo Hitec. [50]

**Pulse Data**  
All Hitec servos require 3-5V peak to peak square wave pulse. Pulse duration is from 0.9mS to 2.1mS with 1.5mS as center. The pulse refreshes at 50Hz (20mS).  
**Voltage Range**  
All Hitec Servos can be operated within a 4.8V-6V. range.  
Only the HS-50 operates exclusively with 4 Nicad cells ( 4.8 volt ).

En cuanto al cambio en la velocidad, esta se realiza por medio del cambio de ancho de pulso en un tiempo determinado. Tong *et. al.* (2010) presenta dentro de su investigación una velocidad máxima de cierre o de apertura de la mano de 4 segundos teniendo un movimiento de 55° en la articulación MF y 65° en la articulación IFP, terminando en máximo 13.75°/s para la articulación MF y 16.25°/s para la IFP. [51] Jones *et. al.* (2012) utilizaron 10°/s para la articulación MF y 15°/s para la IFP, para realizar experimentos de rampa. [52] Así mismo Schabowsky *et. al.* (2010) movieron el ROM de las articulaciones a una velocidad lenta pero constante de 5°/s. [22] Por último, Birch (2008) realizan movimiento de las articulaciones MF e IFP de 0° a 90°, además con los participantes realizaron pruebas con tres duraciones de ciclo completo, cierre y apertura de mano, siendo estas 5, 10 y 15 segundos. Realizaron una encuesta y, aunque el grupo de participantes con lesiones no hicieron menos de 10 segundos por ciclo completo estos evaluaron con 7.4 la suavidad de movimiento, pues sentían que mientras más rápido menos suave era el movimiento. Siendo las tres velocidades manejadas 36°/s, 18°/s y 12°/s, siendo 18°/s y 12°/s las únicas utilizadas en participantes con lesiones. [42] De esta manera se puede establecer un rango de velocidad de las articulaciones MF e IFP, colocándolas entre 5°/s y 15°/s.

## B. Resultados

Figura 73. PIC12F1501. Seleccionado como microcontrolador. [53]

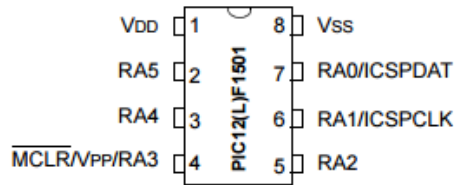


Figura 74. Tabla de descripción de los pines del microcontrolador PIC12F1501. [53]

I/O	8-Pin PDIP/SOIC/MSOP/DFN/UDFN	ADC	Reference	Comparator	Timer	CWG	NCO	CLC	PWM	Interrupt	Pull-Up	Basic
RA0	7	AN0	DACOUT1	C1IN+	—	CWG1B	—	CLC2IN1	PWM2	IOC	Y	ICSPDAT
RA1	6	AN1	VREF+	C1IN0-	—	—	NCO1	CLC2IN0	—	IOC	Y	ICSPCLK
RA2	5	AN2	DACOUT2	C1OUT	TOCKI	CWG1A CWG1FLT	—	CLC1	PWM1	INT IOC	Y	—
RA3	4	—	—	—	T1G <sup>(1)</sup>	—	—	CLC1IN0	—	IOC	Y	MCLR VPP
RA4	3	AN3	—	C1IN1-	T1G	CWG1B <sup>(1)</sup>	—	CLC1 <sup>(1)</sup>	PWM3	IOC	Y	CLKOUT
RA5	2	—	—	—	T1CKI	CWG1A <sup>(1)</sup>	NCO1 <sup>(1)</sup> NCO1CLK	CLC1IN1 CLC2	PWM4	IOC	Y	CLKIN
VDD	1	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VDD
VSS	8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	VSS

Cuadro 8. Descripción y resolución de los pines a utilizar del microcontrolador PIC12F1501.

Pin	Descripción	Resolución (bits)
RA0	Utilizado como entrada ADC	10
RA1	Utilizado como entrada ADC	10
RA2	Utilizado como temporizador	8
RA3	Utilizado para iniciar o detener el ciclo	8
RA4	Utilizado como salida PWM	10
RA5	Utilizado como salida PWM	10

Cuadro 9. Valores de señal de control de motor servo. [50]

Dato	Valor
Periodo de señal de control	20 ms
Ancho de pulso mínimo	0.9 ms
Ancho de pulso máximo	1.5 ms
Voltaje de control	3-5V

Figura 75. Frecuencias del oscilador interno del PIC12F1501. Se seleccionó 4MHz. [53]

**IRCF<3:0>: Internal Oscillator Frequency Select bits**  
 1111 = 16 MHz  
 1110 = 8 MHz  
**1101 = 4 MHz**  
 1100 = 2 MHz  
 1011 = 1 MHz  
 1010 = 500 kHz<sup>(1)</sup>  
 1001 = 250 kHz<sup>(1)</sup>  
 1000 = 125 kHz<sup>(1)</sup>  
 0111 = 500 kHz (default upon Reset)  
 0110 = 250 kHz  
 0101 = 125 kHz  
 0100 = 62.5 kHz  
 001x = 31.25 kHz  
 000x = 31 kHz LF

Figura 76. Descripción del módulo del Timer0. [53]

## 18.0 TIMER0 MODULE

The Timer0 module is an 8-bit timer/counter with the following features:

- 8-bit timer/counter register (TMR0)
- 3-bit prescaler (independent of Watchdog Timer)
- Programmable internal or external clock source
- Programmable external clock edge selection
- Interrupt on overflow
- TMR0 can be used to gate Timer1

Figura 77. Valores del prescalar del Timer0, usado para calcular la temporización de la interrupción del Timer0. [53]

**PS<2:0>: Prescaler Rate Select bits**

Bit Value	Timer0 Rate
000	1 : 2
001	1 : 4
010	1 : 8
011	1 : 16
100	1 : 32
101	1 : 64
110	1 : 128
111	1 : 256

Ecuación 3. Ecuación para determinar la temporización en la que se activara la bandera de desborde del Timer0. [54]

$$Temporización_{TMR0} = ((255 - precarga_{TMR0}) + 1) * \frac{4}{f_{OSC}} * Prescalar_{TMR0}$$

Cuadro 10. Valores para calcular la temporización del Timer0.

Dato	Valor
Precarga TMR0	64
Prescalar TMR0	8
F <sub>osc</sub>	4 MHz

Ecuación 4. Tiempo en que la bandera de desborde (Overflow) del registro Timer0 se activa.

$$Temporización_{TMR0} = ((255 - 64) + 1) * \frac{4}{4MHz} * 8 = 1.536 ms$$

Ecuación 5. Tiempo en que incrementa un bit del Timer0.

$$Tiempo de paso_{TMR0} = \frac{Temporización_{TMR0}}{256} = \frac{1.536 ms}{265} = 0.006 ms/bit_{TMR0}$$

Ecuación 6. Valor PWM para 0° según la temporización del Timer0.

$$ValorPWM_{MIN} = \frac{Señal de control 0^\circ}{Tiempo de paso_{TMR0}} = \frac{0.9 ms}{0.006 ms/bit_{TMR0}} = 150 bits$$

Ecuación 7. Valor PWM para 90° según la temporización del Timer0.

$$ValorPWM_{MAX} = \frac{Señal de control 90^\circ}{Tiempo de paso_{TMR0}} = \frac{1.5 ms}{0.006 ms/bit_{TMR0}} = 250 bits$$



Ecuación 8. Valor del paso del dispositivo en grados por bit.

$$\text{Resolución de grados por bit} = \frac{\text{Grados máximos de movimiento}}{\text{ValorPWM}_{MAX} - \text{ValorPWM}_{MIN}} = \frac{90^\circ}{150 - 250} = 0.90^\circ/b$$

Ecuación 9. Temporización en la que se activa el Timer0 para completar el periodo de 20 ms.

$$\text{Temporización}_{TMR0} = ((255 - 60) + 1) * \frac{4}{4MHz} * 8 = 1.568 \text{ ms}$$

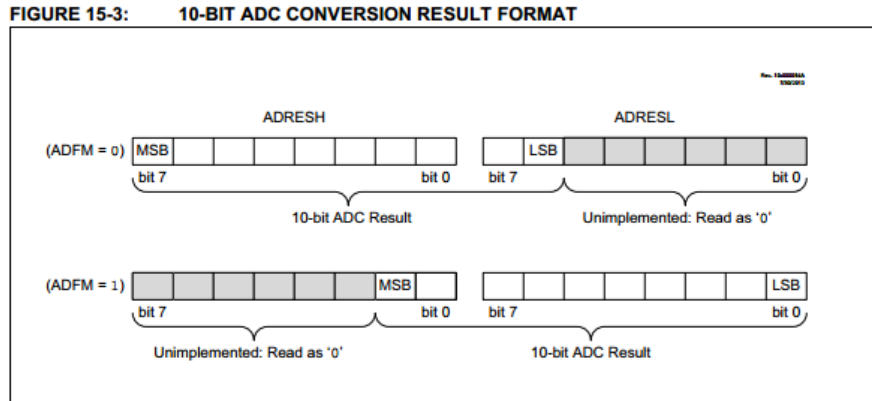
Ecuación 10. Periodo de la señal PWM.

$$\text{Periodo}_{PWM} = 1.536 \text{ ms} * 12 + 1.568 \text{ ms} = 20 \text{ ms}$$

Cuadro 11. Valores mínimos y máximos del ancho de pulso de la señal PWM y el valor de esta, según los grados requeridos por el motor.

Descripción	Mínimo	Máximo
Grados de servo motor	0°	90°
Ancho de pulso de señal PWM	0.9 ms	1.5 ms
Valor PWM	150	250

Figura 78. Formato de resultado de la conversión del módulo ADC de 10 bits de resolución. [53]



Ecuación 11. Ecuación para obtener el valor de la señal PWM entre 150 y 250, partiendo de la entrada ADC.

$$\begin{aligned} \text{ValorPWM}_{IN} &= \frac{\text{ValorPWM}_{MAX} - \text{ValorPWM}_{MIN}}{\text{ADCGrados}_{MAX} - \text{ADCGrados}_{MIN}} * \text{ADC}_{ADRESH} + \text{ValorPWM}_{MIN} \\ &= \frac{100}{255} * \text{ADC}_{ADRESH} + 150 = 0.392 * \text{ADC}_{ADRESH} + 150 \end{aligned}$$

Cuadro 12. Valores de velocidad.

Descripción	Mínimo	Máximo
Rango de velocidades determinados por fuentes bibliográficas	5°/s	15°/s
Velocidad establecida partiendo de la resolución de grados por bit.	5°/s	15°/s
Tiempo de medio ciclo máximo (90°) de apertura o cierre de mano	18 s	6 s
Razón de cambio bits por segundo	1/0.18 b/s	1/0.06 b/s
Contador de razón de cambio (en cuantos ciclos de 20 ms cambia un bit)	9	3

Ecuación 12. Ecuación para obtener el valor del Contador de la velocidad entre 9 y 3, partiendo de la entrada ADC.

$ValorContadorVelocidad_{IN}$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{ValorContadorVelocidad_{MAX} - ValorContadorVelocidad_{MIN}}{ADCVelocidad_{MAX} - ADCVelocidad_{MIN}} * ADC_{ADRESH} \\
 &+ ValorContadorVelocidad_{MIN} = \frac{3 - 9}{255 - 0} * ADC_{ADRESH} + 9 \\
 &= -0.0235 * ADC_{ADRESH} + 9
 \end{aligned}$$

Figura 79. Esquemático de placa del sistema electrónico.

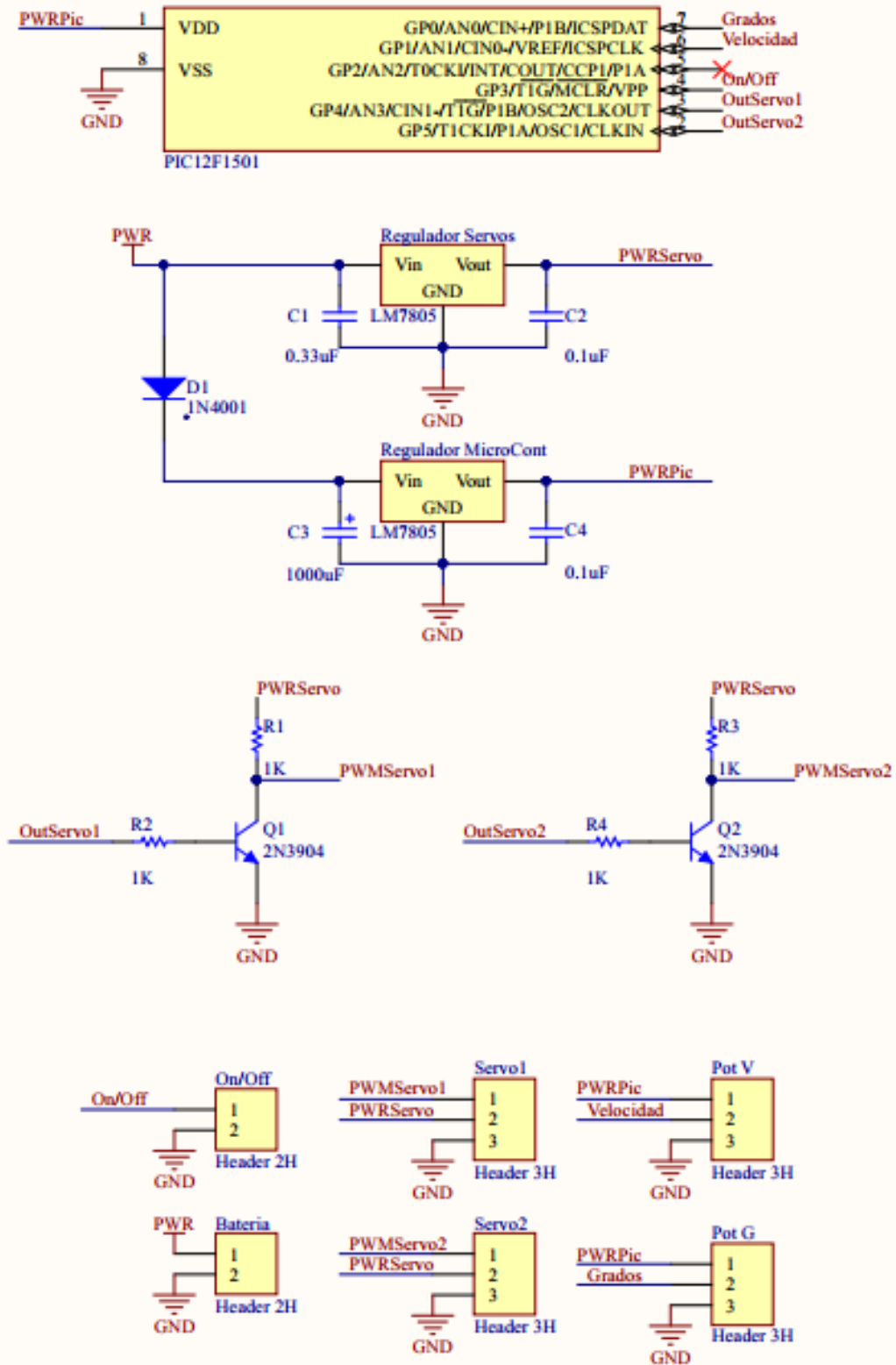
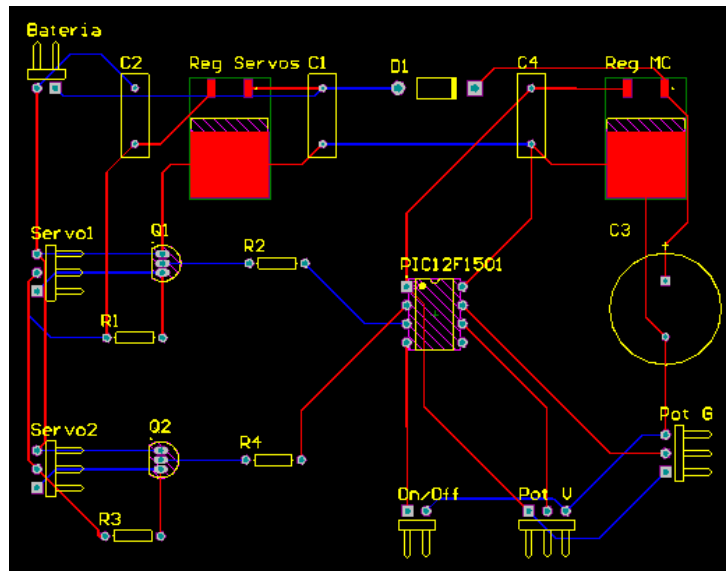


Figura 80. Placa de circuito impreso, vista superior de conexiones; rojo superior de la placa, azul, inferior.



Cuadro 13. Descripción de las etiquetas utilizadas en las líneas del esquemático de la Figura 79.

Etiqueta	Descripción
PWRPic	Línea de alimentación para el PIC12F1501.
Grados	Señal analógica establecida por el potenciómetro Pot G para controlar el grado máximo de apertura.
Velocidad	Señal analógica establecida por el potenciómetro Pot V para controlar la velocidad máxima en la que se realizará el movimiento de apertura y cierre.
On/Off	Línea conectada a un switch y al MCLR del PIC12F1501 para apagar o encender el dispositivo.
OutServo1	Señal PWM del motor servo de las falanges proximales saliendo del PIC12F1501.
OutServo2	Señal PWM del motor servo de las falanges medias y distales saliendo del PIC12F1501.
PWR	Línea de alimentación para todo el sistema electrónico.
PWRServo	Línea de alimentación para los motores servo.
PWMServo1	Señal PWM del motor servo de las falanges proximales conectada a la línea de control del motor.
PWMServo2	Señal PWM del motor servo de las falanges medias y distales conectada a la línea de control del motor
GND	Tierra.

Figura 81. Recomendación de valor de resistencia para señal analógica de voltaje del ADC. [53]

AD08	ZAIN	Recommended Impedance of Analog Voltage Source	—	—	10	kΩ	Can go higher if external 0.01μF capacitor is present on input pin.
------	------	--	---	---	----	----	---

Cuadro 14. Especificación de componentes.

Componente	Cantidad	Especificación
Potenciómetros	2	10 K $\Omega$ cada uno
Switches	2	Uno para encendido del dispositivo y otro para inicio y fin de ciclo
Microcontrolador	1	PIC12F1501
Headears	4	3H
Headers	2	2H
Diodo	1	1N4001
Capacitores	4	Dos capacitores de 0.1uF, uno de 0.33uF y uno de 1000 uF
Reguladores de voltaje	2	LM7805
Resistencias	4	1 K $\Omega$ cada una
Transistores	2	2N3904

Figura 82. Diagrama de flujo: Configuración inicial, inicialización de variables, estado Sleep y lectura de valores de grados y velocidad.

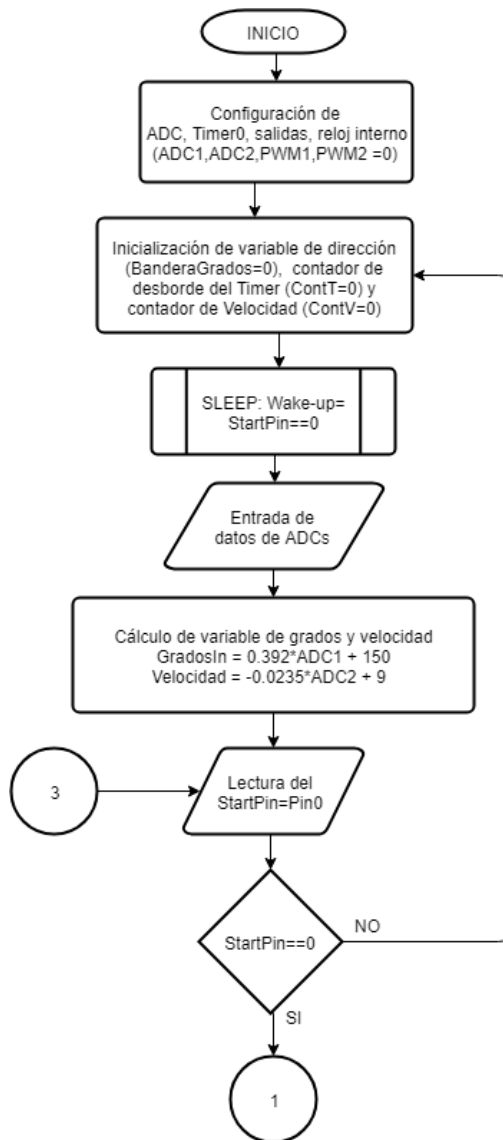


Figura 83. Diagrama de flujo: Movimiento de cierre de mano.

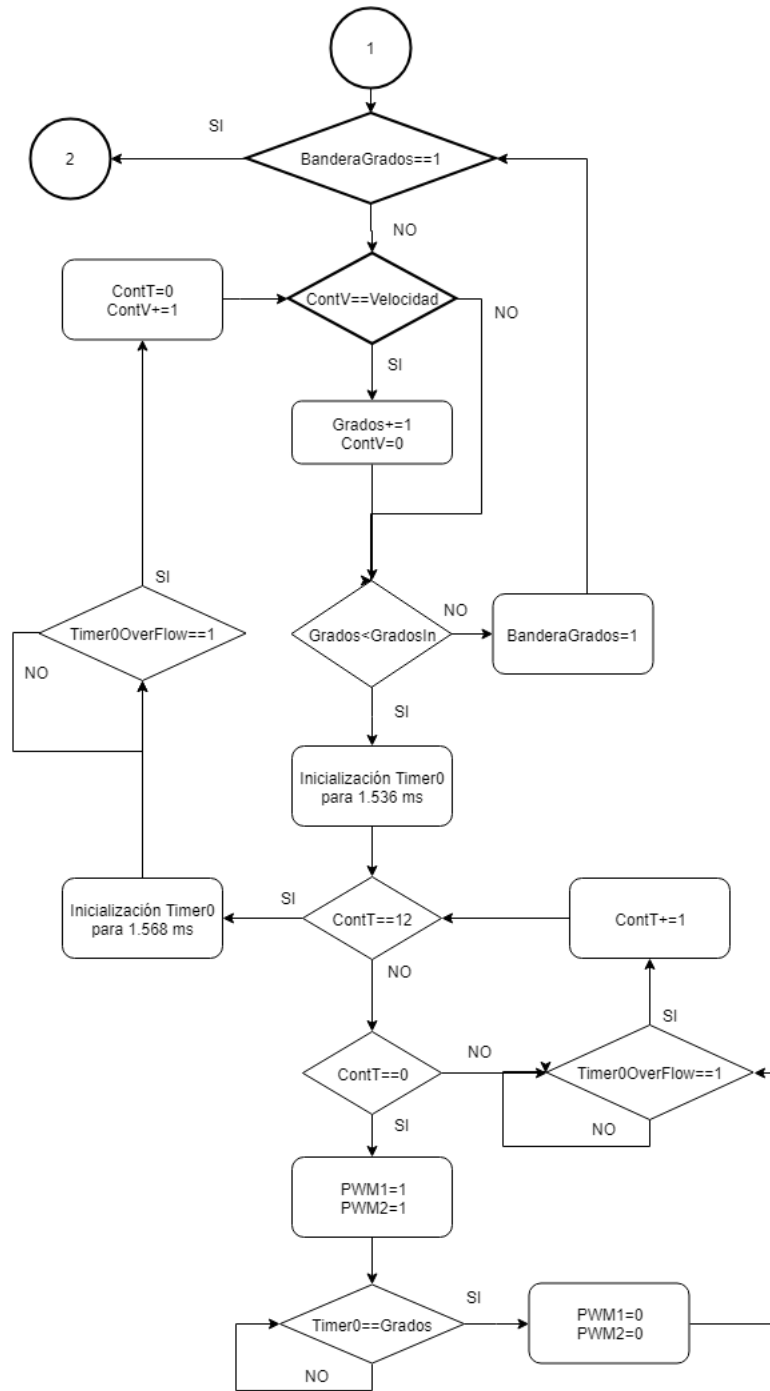
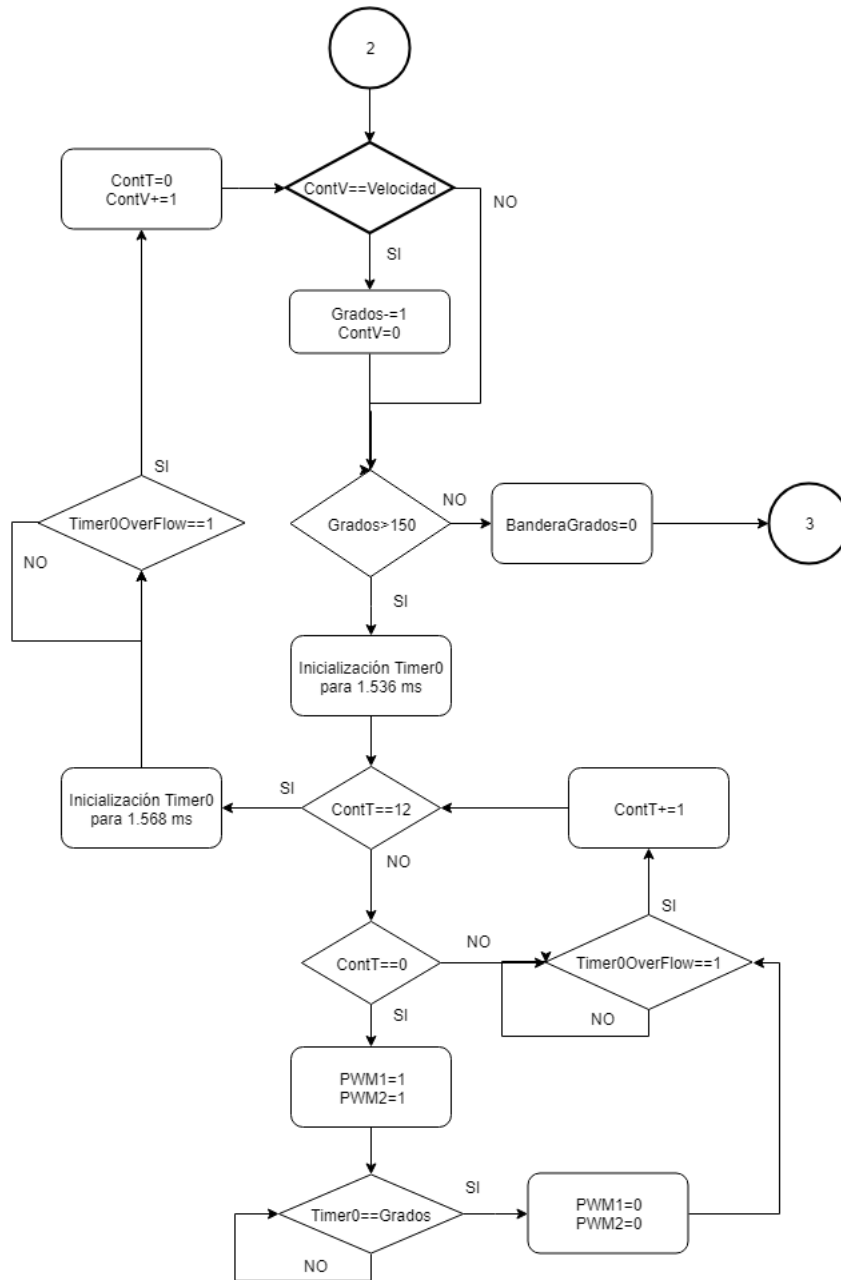


Figura 84. Diagrama de flujo: Movimiento de apertura de mano.



Cuadro 15. Descripción de las etiquetas utilizadas en el diagrama de flujo general del programa.

Etiqueta	Descripción
ADC1	Corresponde a una entrada del microcontrolador con convertor analógico-digital. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA0.
ADC2	Corresponde a una entrada del microcontrolador con convertor analógico-digital. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA1.
PWM1	Corresponde a una salida del microcontrolador en la que se creará una señal PWM. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA4.

Etiqueta	Descripción
PMW2	Corresponde a una salida del microcontrolador en la que se creará una señal PWM. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA5.
Pin0	Corresponde a un pin del microcontrolador, el cual será utilizado para determinar si se inicializa el movimiento del dispositivo. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA3.
Timer0	Corresponde a un temporizador del microcontrolador. En el caso del PIC12F1501 se seleccionó RA2.
Timer0Overflow	Corresponde a un bit propio del desborde (overflow) del temporizador del microcontrolador.
StartPin	Corresponde a una variable de tamaño bit para comenzar o terminar el ciclo.
BanderaGrados	Corresponde a una variable de tamaño bit para establecer si el mecanismo se encuentra en apertura de mano o cierre de mano.
ContT	Corresponde a un contador del desborde del temporizador utilizado para crear el periodo de la señal PWM.
GradosIn	Corresponde a una variable que determina el grado máximo de apertura en que se moverá el mecanismo.
Velocidad	Corresponde a una variable que determina la velocidad con la que el mecanismo se moverá, esta variable establecerá cuando se haga cambio de un bit en Grados.
Grados	Corresponde a una variable que determina los grados en los que va el movimiento.
ContV	Corresponde a un contador para evaluar la velocidad de cambio de bits.

## C. Discusión

El siguiente paso para establecer la viabilidad del dispositivo consiste en el diseño de un sistema electrónico por medio del cual se estará realizando el control del movimiento del dispositivo. Como se explica en la metodología de este capítulo inicialmente debía conocerse las entradas y salidas necesarias que requiriese el sistema, teniendo como entradas la variación de grados y de velocidad de los motores y como salidas las dos señales de control del motor servo. Estas eran las entradas y salidas principales, sin embargo, se optó por agregar una entrada más, la cual consiste en un botón para iniciar el ciclo de movimiento pasivo continuo del dispositivo y para evitar el cambio de grados o velocidad mientras se realiza un ciclo, promoviendo que estos cambios solo se realicen cuando el dispositivo está en su estado inicial.

Partiendo de esto se decidió utilizar un microcontrolador de la compañía Microchip, para lo cual se seleccionó el PIC12F1501. Este microcontrolador, como se puede observar en la Figura 74, cuenta con cuatro pines que pueden ser utilizados como módulos ADC, otros cuatro que se pueden utilizar como módulos PWM; además de tres módulos timer, para lo cual el Timer0 se utilizará para crear las señales que necesitan los motores servo. [53] Esto debido a que, aunque ya existen módulos PWM dentro del microcontrolador, al generar una señal con periodo de 20 ms cuyo ciclo de trabajo solo puede variar de 0.9 a 1.5 ms, quiere decir 0.6 ms de rango de control, se estaría usando únicamente el 3% de toda la señal PWM por lo que pierde resolución la señal de control si se desea hacer uso de estos módulos. [53] Como puede observarse en el Cuadro 8 se seleccionaron los pines RA0 y RA1 como módulos de entrada ADC; el pin RA2 como Timer0; RA3 como entrada para iniciar o detener el ciclo; y, los pines RA4 y RA5 como salidas de la señal de control PWM de los motores servo.



Hay que notar además que el PIC12F1501 tiene la posibilidad de seleccionar un oscilador interno por lo que no se requiere un pin para eso a menos que se desee hacer uso de una frecuencia distinta. (Ver Figura 75) El oscilador interno puede variarse de 31 kHz hasta 16 MHz, ya que el tiempo de temporización del Timer0 depende del oscilador se decidió hacer uso de un oscilador interno con frecuencia de 4MHz. (ver Figura 75) [53]

Para la entrada de la variación de grados Lauren (2001) explica que el ROM de la articulación MF es de 90° mientras la articulación IFP sobrepasa levemente los 90°. [4] Determinando de esta manera que ambos motores tendrán un rango de movimiento de 0° a 90°. Ya que el motor seleccionado es el motor servo Hitec HS645MG, Hitec RCD Inc. (2002) define que todos los motores servo Hitec requieren una señal cuadrada de pulsos de 3-5V pico a pico, con una duración de pulso entre 0.9 ms y 2.1 ms, teniendo como centro 1.5 ms; además de un periodo de 50 Hz (20 ms). En este caso se requiere únicamente variar el ancho del pulso en 0.6 ms para lograr variar 90°. (Ver Figura 72) [50]

En la Ecuación 3 se presenta la ecuación para conocer la temporización del Timer0, la cual depende de la precarga que se haga en el registro del Timer0, la frecuencia del oscilador y el prescalar del Timer0. Como se observa en la Figura 77, el prescalar tiene una resolución de 3 bits en la que se pueden elegir valores entre 2 y 256; mientras el registro del Timer0 tiene 8 bits de resolución, logrando escoger un valor entre 0 y 255. (ver Figura 76)

Con el fin de tener una mayor resolución para una señal de control PWM con el Timer0 de la que podría obtenerse con los módulos PWM se manejó el desborde del Timer0 en un valor cercano a la señal de control máxima, que en este caso es de 1.5 ms, donde en este primer desborde se estará realizando la modificación de la señal de control, mientras que luego habrá más ciclos de desborde del Timer0 hasta llegar a 20 ms, lo cual representará el periodo para la señal PWM. En el Cuadro 10 se observan los valores utilizados para obtener el tiempo de temporización en que la bandera de desborde del Timer0 se activa, el valor de esta se presenta en la Ecuación 4, donde el valor de temporización es de 1.536 ms.

Debido a que el Timer0 es un registro de 8 bits y se estableció su desbordamiento en 1.536 ms se sabe que el Timer0 tendrá una razón de 0.006 ms por bit. (Ecuación 5) Conociendo este valor podemos obtener en que valor estaría el Timer0 en la señal de control de 0° (0.9ms) y de 90° (1.5 ms). Estos valores se observan en la Ecuación 6, para 0.9 ms y en la Ecuación 7 para 1.5 ms; estos son los valores mínimo y máximo con el que se compara el Timer0 para cambiar flancos de la señal PWM y así lograr variar la señal de control, los cuales son 150 y 250 bits respectivamente. Esto establece un rango de control de 100 bits con los que se puede cambiar 90 grados de la señal de los motores servo, como se observa en la Ecuación 8 la resolución es de 0.90° por bit.

Por último, para establecer claramente la señal de control se debe establecer exactamente el periodo de la señal PWM para que los valores de grados no varíen de lo que la hoja de datos establece de motores servo Hitec. [50] Debido a esto es necesario establecer un periodo de 20 ms. En la Ecuación 9 se presenta una nueva temporización para el Timer0 donde el valor de precarga es el único que cambia de 64 a 60, estableciendo una temporización de 1.568 ms; que si se suman a 12 desbordes con valor de temporización de 1.536 ms establecen un periodo de la señal PWM de 20 ms exactos. (ver Ecuación 10) Por lo que los valores de 0.9 ms y 1.5 ms para señal de control

serían congruentes con  $0^\circ$  y  $90^\circ$  según la hoja de datos del fabricante de los motores servo. (Ver Figura 72 y Cuadro 11)

Por lo tanto, la señal PWM de control para los motores servo está construida de la siguiente manera. Por medio de la temporización del Timer0 se incrementa un contador el cual dictaminará diversos estados de la señal PWM. En el primer paso se observa el grado en que se quiere el movimiento de los motores servo, esto por medio del Timer0 y realizando el cambio de flanco, de alto a bajo, una vez el valor de este sea igual al de los grados en que se desea el motor servo, este valor debe estar dentro del rango 150 a 250. Los siguientes desbordes del Timer0 mantiene las señales en bajo hasta que haya llegado a 12 desbordes, en el desborde 12 se hace la modificación de la precarga del Timer0 con lo que este hace un desbordamiento para poder completar el periodo de 20 ms que se necesita para la señal PWM. Finalizando con el reinicio de temporización del Timer0 y un nuevo periodo de 20 ms.

El módulo ADC del PIC12F1501 tiene una resolución de 10 bits guardando en los registros ADRESH y ADRESL el resultado de la conversión, como se puede observar en la Figura 78, por medio de la configuración del bit ADFM del registro ADCON1 (registro de control del ADC 1) se puede establecer si el resultado se quiere justificado a la derecha (ADFM = 1), significando que la conversión estará guardada en los dos bits menos significativos del registro ADRESH y los ocho bits siguientes guardados en todo el registro ADRESL. En el caso de justificarlo a la izquierda el resultado de la conversión se guarda en todo el registro ADRESH y los dos bits menos significativos en los bits más significativos del registro ADRESL. [53]

Debido al rango de bits que se maneja para las señales PWM se establecerá una justificación de la conversión a la izquierda, utilizando únicamente el valor del registro ADRESH. Para poder linealizar el valor obtenido por el ADC y pasarlo al rango de 150 a 250 se estableció una ecuación lineal que se presenta en la Ecuación 11. Esta ecuación será utilizada para establecer el límite de grados hasta donde desea que se mueva los motores servo.

En cuanto al cambio en la velocidad, esta se realiza por medio del cambio de ancho de pulso en un tiempo determinado. Tong *et. al.* (2010) presenta dentro de su investigación una velocidad máxima de cierre o de apertura de la mano de 4 segundos teniendo un movimiento de  $55^\circ$  en la articulación MF y  $65^\circ$  en la articulación IFP, terminando en máximo 13.75°/s para la articulación MF y 16.25°/s para la IFP. [51] Jones *et. al.* (2012) utilizaron 10°/s para la articulación MF y 15°/s para la IFP, para realizar experimentos de rampa. [52] Así mismo Schabowsky *et. al.* (2010) movieron el ROM de las articulaciones a una velocidad lenta, pero constante de 5°/s. [22] Por último, Birch (2008) realizan movimiento de las articulaciones MF e IFP de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ , además con los participantes realizaron pruebas con tres duraciones de ciclo completo, cierre y apertura de mano, siendo estas 5, 10 y 15 segundos. Realizaron una encuesta y, aunque el grupo de participantes con lesiones no hicieron menos de 10 segundos por ciclo completo estos evaluaron con 7.4 la suavidad de movimiento, pues sentían que mientras más rápido menos suave era el movimiento. Siendo las tres velocidades manejadas 36°/s, 18°/s y 12°/s, siendo 18°/s y 12°/s las únicas utilizadas en participantes con lesiones. [42] De esta manera se puede establecer un rango de velocidad de las articulaciones MF e IFP, colocándolas entre 5°/s y 15°/s.

Al definir las velocidades en las que el dispositivo estará funcionando como un rango de velocidades entre 5°/s y 15°/s incluidos, se establece que para 90°, entendiéndose como medio ciclo de apertura o cierre máximo, el tiempo en que estará realizando el movimiento completo está comprendido entre 18 s y 6 s, esto puede observarse en el Cuadro 12. Así mismo en este cuadro se presenta que tomando estas velocidades, máxima y mínima, se establece una razón de cambio de 1 bit por cada 180 ms para una velocidad de 5°/s y una razón de cambio de 1 bit por cada 60 ms para una velocidad de 15°/s. Ambas razones de cambio son divisibles entre el periodo de la señal PWM de 20 ms. Por lo que se establece un contador que apoya a establecer en cuantos ciclos de la señal PWM se estará cambiando un bit de la señal PWM para modificar así los grados de los motores. Como se presenta en el Cuadro 12 en el caso de establecer una velocidad de 5°/s se estaría realizando un incremento en la señal PWM de grados cada 9 ciclos de la señal; mientras que para una velocidad de 15°/s el incremento sería cada 3 ciclos.

El valor de la velocidad es obtenido por medio de una entrada ADC por lo que realizando el mismo procedimiento que con los grados de solo hacer uso del registro ADRESH, teniendo inicialmente una resolución de 256, además partiendo de lo anterior se establece la Ecuación 12, la cual establece una linealización entre la entrada del ADC y los valores de 9 a 3 del contador que servirá para establecer la razón de cambio para la señal PWM.

Debido a lo anteriormente explicado se puede establecer que el PIC12F1501 es un microcontrolador funcional para la aplicación que se desea realizar, por lo consiguiente se realizó un esquemático, donde se representan los elementos a utilizar en el sistema electrónico. Primeramente, se observa el PIC12F1501 donde se establece que señal debe ir en que pin, así como se describió en el Cuadro 8. Luego se observa la conexión de dos reguladores LM7805 que serán las líneas de alimentación para los motores servo y para el microcontrolador. También se presenta como los motores servo recibirán por medio de transistores la señal PWM del PIC12F1501. Así mismo todos los otros elementos son representados por conectores de dos o tres pines, según corresponda, debido a que estos elementos no van colocados en placa sino alrededor del dispositivo. (Ver Figura 79)

De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha se observa en la Figura 79 en primer lugar el PIC12F1501 donde se identifica cada una de las entradas a como se definió en el Cuadro 8, así mismo se identifican cada una de las etiquetas utilizadas en las líneas de la figura, en el Cuadro 13, donde además se presenta una descripción de las mismas. Próximo al PIC12F1501 se observa la conexión establecida para dos reguladores de voltaje de 5V, el superior está establecido para regular el voltaje de los motores servo, mientras que el inferior establece la línea de alimentación para el microcontrolador. Como se puede observar en esta sección, se presenta un diodo 1N4001 el cual se estableció para evitar que el microcontrolador sea afectado por cualquier corriente residual de los motores. Luego se presentan dos transistores 2N3904 para las señales de control PWM de ambos motores. Y por último un conector de dos pines que lleva como nombre “On/Off”; este conector representa la entrada para el switch para comenzar o finalizar el ciclo del dispositivo; este se encuentra conectado a tierra debido a que los pines del microcontrolador están conectados con pull-up. Debajo de este conector se encuentra el conector de dos pines con la etiqueta “Batería”, este conector es la alimentación para todos los elementos que se utilizarán. En la segunda columna de elementos se observan dos conectores de tres pines con las etiquetas “Servo1” y “Servo2”;

estos conectores son para uso de los motores servo del motor. En la tercera columna se encuentran los conectores para dos potenciómetros, estos potenciómetros son la entrada para los módulos ADC que manejan la velocidad (Pot V) y los grados (Pot G).

En el Cuadro 14 se presenta un listado de los componentes a utilizar, entre los que se encuentran cuatro headers 3H, dos headers 2H, un microcontrolador PIC12F1501, dos switches, uno para el encendido del dispositivo y otro para el inicio y fin del ciclo; y, dos potenciómetros de valor 10 k $\Omega$  cada uno, por recomendación del manual, según se observa en la Figura 81. Así como un diodo 1N4001; 4 capacitores, dos de 0.1 $\mu$ F, uno de 0.33 $\mu$ F y uno de 1000 $\mu$ F; dos reguladores de voltaje LM7805; 4 resistencias de 1 K $\Omega$  y dos transistores 2N3904.

En las Figura 82, Figura 83 y Figura 84, se presenta un diagrama de flujo general propuesto para el flujo del programa a realizar si se desea hacer una terapia de movimiento pasivo continuo por medio de los elementos anteriormente descritos. En el Cuadro 15, se presenta una descripción de las etiquetas utilizadas en el diagrama de flujo general del programa. El diagrama de flujo se encuentra separado en tres figuras, representando tres estados en los que trabaja el microcontrolador, el primer estado consiste en el primer ciclo que se observa en la Figura 82, en este estado el microcontrolador entra en modo SLEEP, luego de realizar la configuración inicial e inicialización de variables, teniendo como única forma de despertar el cambio de estado en el pin RA3, el cual por medio de la activación del switch para comenzar el ciclo realiza una interrupción y despierta el dispositivo. Realizando luego la obtención de los resultados de la conversión del ADC para la opción de grados de movimiento y para la opción de velocidad, realizando por último una verificación de que el switch este seleccionado para comenzar el ciclo de terapia. Se verifica con un valor de 0 debido que como se explicó previamente este está conectado a tierra pues los pines están conectados con pull-up.

Una vez se activa el switch de comienzo de ciclo se evalúa por medio de la variable BanderaGrados si el ciclo es de apertura o cierre. En la Figura 83 se observa el flujo que sigue el diagrama para que el dispositivo realice un movimiento de cierre. Lo primero que verifica es si el contador de velocidad ContV es igual al valor de la velocidad leída del ADC para establecer si incrementa el valor de Grados. Luego se comprueba si la variable Grados es menor al valor máximo de grados ingresados por el ADC por medio de la variable GradosIn. Si aún no se ha llegado al límite establecido Se crea la señal PWM con un periodo de 20 ms y el valor de Grados.

Al momento de llegar al valor máximo ingresado, se ingresa al estado en que el dispositivo estará realizando un movimiento de apertura de la misma manera en que se realizó el movimiento de cierre con la diferencia en que el límite de comparación con la variable Grados es ahora 150, el valor mínimo donde el dispositivo se encuentra a 0°. Además de que al momento en que el contador de velocidad, ContV, iguale el valor de velocidad, este disminuirá el valor de la variable Grados. (ver Figura 84) Al estar la mano nuevamente en la posición inicial, se vuelve a constatar que el switch de inicio de ciclo este activado; en caso afirmativo se sigue la terapia, cerrando y abriendo la mano en los grados y velocidad indicados; en caso contrario entra nuevamente al primer estado en el que el sistema entra en modo SLEEP y espera a que el usuario active el comienzo de la terapia.

## VIII. DISEÑO DE POTENCIA DEL SISTEMA

### A. Metodología

Para realizar el diseño de potencia eléctrica del sistema es necesario conocer las corrientes y voltajes que cada uno de los componentes estará demandando. Se tienen dos grupos de elementos, uno son los dos motores servo; y el otro, el microcontrolador y los elementos. Esta separación de elementos se realiza debido a que los actuadores pueden inducir ruido en el microcontrolador por lo que se diseñará el sistema de potencia del sistema tomando esto en cuenta.

Inicialmente se deben conocer los voltajes y corrientes que cada elemento de los dos sistemas estará consumiendo, con el fin de determinar la potencia que cada uno consumirá. Debido a que ya se conoce los actuadores a utilizar solo queda evaluar los rangos de operación y determinar la potencia de estos.

En el caso para calcular la potencia eléctrica del microcontrolador y los componentes solo hace falta conocer la corriente y voltaje de estos. Además, Microchip (2009), presenta dentro de su libro *Tips 'n Tricks* un capítulo sobre recomendaciones y consejos para disminuir el consumo de un circuito al utilizar microcontroladores Microchip. [55]

Así mismo, para determinar la vida útil de una batería se requiere conocer el tiempo de uso que el dispositivo la estará utilizando. Birch (2008), realizó pruebas físicas con el dispositivo diseñado para lo cual se realizaron sesiones CPM de 5 minutos, repetidas 3 veces, siendo un total de 15 minutos por sesión. [42] Amirabdollahian *et. al.* (2014) realizaron pruebas con 12 pacientes sobrevivientes de accidentes cerebrovasculares para lo cual los pacientes realizaron sesiones de 14 minutos cada día durante 6 semanas. [56] Por otro lado, Ueki *et. al.* (2008) también realizaron pruebas clínicas donde usaron 11 personas con un tiempo de rehabilitación de 20 minutos, durante un mes cada día laboral en el Hospital Central Gifu. [19] Por lo tanto, se observa que el tiempo de uso es 14 a 20 minutos por día durante 5 a 7 días de la semana.

## B. Resultados

Cuadro 16. Especificaciones de voltaje, torque, corriente del motor servo Hitec HS645MG. [57]

Dato	Valor
Voltaje de operación	4.8V – 6.0V
Torque	7.7 Kg*cm (4.8V) – 9.6 Kg*cm (6.0 V)
Corriente funcionamiento	350mA (4.8V) – 450 mA (6.0 V)
Voltaje de señal	3 – 5 V [50]

Figura 85. Voltaje de operación del PIC12F1501 y corriente alta de los pines. [53]

- **Operating Voltage Range:**
  - 1.8V to 3.6V (PIC12LF1501)
  - 2.3V to 5.5V (PIC12F1501)
- **Six I/O Pins (1 Input-only Pin):**
  - High current sink/source 25 mA/25 mA

Figura 86. Corriente de fuga de entrada y débil de pull-up; voltaje bajo y alto de salida del PIC12F1501. [53]

Input Leakage Current <sup>(1)</sup>					
I/O Ports	—	± 5	± 125	nA	VSS ≤ VPIN ≤ VDD, Pin at high-impedance, 85°C
	—	± 5	± 1000	nA	VSS ≤ VPIN ≤ VDD, Pin at high-impedance, 125°C
MCLR <sup>(2)</sup>	—	± 50	± 200	nA	VSS ≤ VPIN ≤ VDD, Pin at high-impedance, 85°C
Weak Pull-up Current					
	25	100	200	μA	VDD = 3.3V, VPIN = VSS
	25	140	300	μA	VDD = 5.0V, VPIN = VSS
Output Low Voltage					
I/O Ports	—	—	0.6	V	IOL = 8 mA, VDD = 5V IOL = 6 mA, VDD = 3.3V IOL = 1.8 mA, VDD = 1.8V
Output High Voltage					
I/O Ports	VDD - 0.7	—	—	V	IOH = 3.5 mA, VDD = 5V IOH = 3 mA, VDD = 3.3V IOH = 1 mA, VDD = 1.8V

Figura 87. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador. [55]

### TIP #3 Configuring Port Pins

All PIC MCUs have bidirectional I/O pins. Some of these pins have analog input capabilities. It is very important to pay attention to the signals applied to these pins so the least amount of power will be consumed.

#### Unused Port Pins

If a port pin is unused, it may be left unconnected but configured as an output pin driving to either state (high or low), or it may be configured as an input with an external resistor (about 10 k $\Omega$ ) pulling it to  $V_{DD}$  or  $V_{SS}$ . If configured as an input, only the pin input leakage current will be drawn through the pin (the same current would flow if the pin was connected directly to  $V_{DD}$  or  $V_{SS}$ ). Both options allow the pin to be used later for either input or output without significant hardware modifications.

#### Digital Inputs

A digital input pin consumes the least amount of power when the input voltage is near  $V_{DD}$  or  $V_{SS}$ . If the input voltage is near the midpoint between  $V_{DD}$  and  $V_{SS}$ , the transistors inside the digital input buffer are biased in a linear region and they will consume a significant amount of current. If such a pin can be configured as an analog input, the digital buffer is turned off, reducing both the pin current as well as the total controller current.

#### Analog Inputs

Analog inputs have a very high-impedance so they consume very little current. They will consume less current than a digital input if the applied voltage would normally be centered between  $V_{DD}$  and  $V_{SS}$ . Sometimes it is appropriate and possible to configure digital inputs as analog inputs when the digital input must go to a low power state.

#### Digital Outputs

There is no additional current consumed by a digital output pin other than the current going through the pin to power the external circuit. Pay close attention to the external circuits to minimize their current consumption.

Figura 88. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55]

### TIP #13 Idle and Doze Modes

nanoWatt and nanoWatt XLP devices have an Idle mode where the clock to the CPU is disconnected and only the peripherals are clocked. In PIC16 and PIC18 devices, Idle mode can be entered by setting the Idle bit in the OSCON register to '1' and executing the SLEEP instruction. In PIC24, dsPIC<sup>®</sup> DSCs, and PIC32 devices, Idle mode can be entered by executing the instruction "PWRSAV #1". Idle mode is best used whenever the CPU needs to wait for an event from a peripheral that cannot operate in Sleep mode. Idle mode can reduce power consumption by as much as 96% in many devices.

Doze mode is another low power mode available in PIC24, dsPIC DSCs, and PIC32 devices. In Doze mode, the system clock to the CPU is postscaled so that the CPU runs at a lower speed than the peripherals. If the CPU is not tasked heavily and peripherals need to run at high speed, then Doze mode can be used to scale down the CPU clock to a slower frequency. The CPU clock can be scaled down from 1:1 to 1:128. Doze mode is best used in similar situations to Idle mode, when peripheral operation is critical, but the CPU only requires minimal functionality.

Figura 89. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55]

**TIP #14 Use NOP and Idle Mode**

When waiting on a blocking loop (e.g. waiting for an interrupt), instead put the device into Idle mode to disable the CPU. The peripheral interrupt will wake up the device. Idle mode consumes much less current than constantly reading RAM and jumping back. If the CPU cannot be disabled because the loop required some calculations, such as incrementing a counter, instead of doing a very tight loop that loops many times, add NOPs into the loop. See the code example below. A NOP requires less current to execute than reading RAM or branching operations, so current can be reduced. The overall loop count can be adjusted to account for the extra instructions for the NOPs.

Figura 90. Recomendación para bajar consumo del microcontrolador [55]

**TIP #5 Reduce Operating Voltage**

Reducing the operating voltage of the device,  $V_{DD}$ , is a useful step to reduce the overall power consumption. When running, power consumption is mainly influenced by the clock speed. When sleeping, the most significant factor is leakage in the transistors. At lower voltages, less charge is required to switch the system clocks and transistors leak less current. It is important to pay attention to how reducing the operating voltage reduces the maximum allowed operating frequency. Select the optimum voltage that allows the application to run at its maximum speed. Refer to the device data sheet for the maximum operating frequency of the device at the given voltage.

Ecuación 13. Ecuación para el cálculo de la potencia de disipación. [53]

$$P_{DIS} = V_{DD} \times (I_{DD} - \sum I_{OH}) + \sum ((V_{DD} - V_{OH}) \times I_{OH}) + \sum (V_{OL} \times I_{OL})$$

Cuadro 17. Descripción de las etiquetas utilizadas para la Ecuación 13.

Etiqueta	Descripción
$P_{DIS}$	Potencia de disipación
$V_{DD}$	Voltaje de alimentación
$I_{DD}$	Corriente de alimentación
$I_{OH}$	Corriente de salida alta
$V_{OH}$	Voltaje de salida alta
$V_{OL}$	Voltaje de salida baja
$I_{OL}$	Corriente de salida baja



Figura 91. Corriente de alimentación del PIC12F1501 según el oscilador interno. [53]

PIC12LF1501				TABLE 27-2: SUPPLY CURRENT ( $I_{DD}$ )	
PIC12F1501				Conditions	
Min.	Typ†	Max.	Units	$V_{DD}$	Note
—	270	450	$\mu\text{A}$	2.3	Fosc = 500 kHz, HFINTOSC
—	300	500	$\mu\text{A}$	3.0	
—	350	620	$\mu\text{A}$	5.0	
—	410	660	$\mu\text{A}$	1.8	Fosc = 8 MHz, HFINTOSC
—	630	970	$\mu\text{A}$	3.0	
—	530	750	$\mu\text{A}$	2.3	Fosc = 8 MHz, HFINTOSC
—	660	1100	$\mu\text{A}$	3.0	
—	730	1200	$\mu\text{A}$	5.0	

Figura 92. Tabla donde se explica el valor de la corriente de alimentación dependiendo del voltaje de alimentación y la frecuencia del reloj. [53]

FIGURE 28-19:  $I_{DD}$  TYPICAL, HFINTOSC, PIC12F1501 ONLY

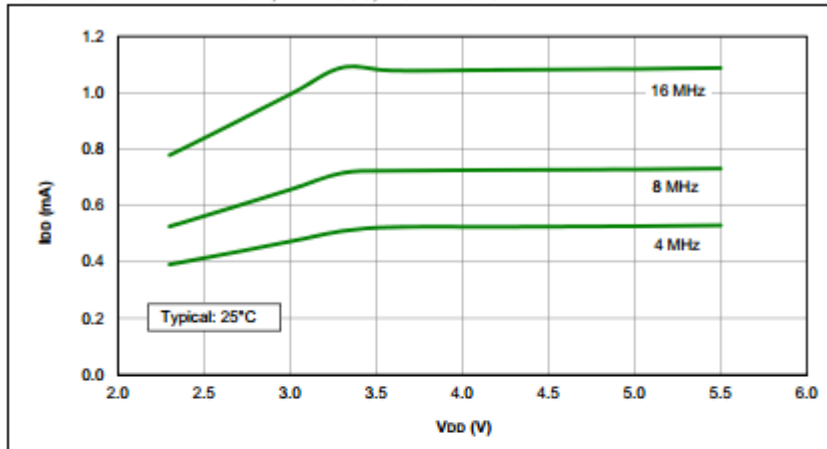
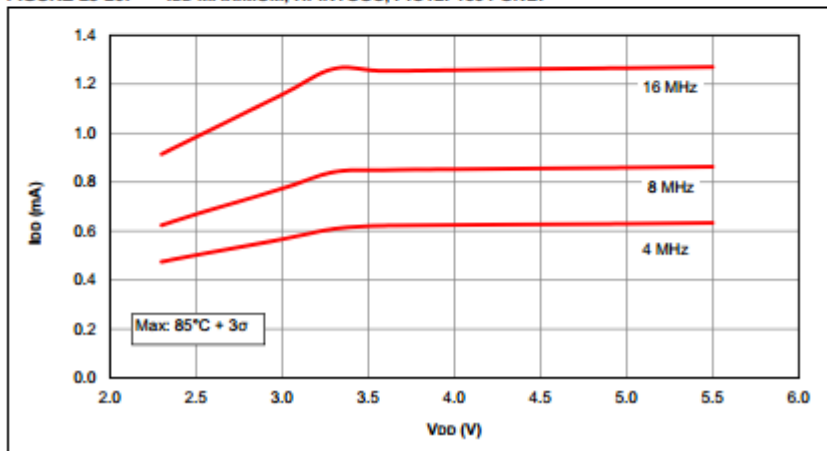


FIGURE 28-20:  $I_{DD}$  MAXIMUM, HFINTOSC, PIC12F1501 ONLY



Ecuación 14. Determinación del máximo de corriente de los pines de PWM.

$$\begin{aligned} \text{CorrientePWMpin} &= \text{CorrientePin}_{MAX} * \text{Ciclo de trabajo}_{MAX} * \text{Factor de seguridad} \\ &= 25 \text{ mA} * 0.075 * 1.5 = 2.81 \text{ mA} \end{aligned}$$

Ecuación 15. Ecuación para el cálculo de la potencia de disipación del PIC12F1501

$$\begin{aligned} P_{DIS} &= 5 \text{ V} * [0.60 \text{ mA} - 2 * (2.81 \text{ mA})] + 2 * [(5 \text{ V} - 4.3 \text{ V}) * 2.81 \text{ mA}] + 2 * (0.6 \text{ V} * 8 \text{ mA}) \\ &= -0.0251 \text{ W} + 0.003934 \text{ W} + 0.0096 \text{ W} = -0.01157 \text{ W} \end{aligned}$$

Cuadro 18. Valor de corrientes estimadas para los pines del PIC12F1501.

Dato	Valor
P <sub>DIS</sub>	11.57 mW
V <sub>DD</sub>	5 V
I <sub>DD</sub>	0.6 mA
I <sub>OH1</sub>	2.81mA
V <sub>OH1</sub>	4.3 V
I <sub>OH2</sub>	2.81mA
V <sub>OH2</sub>	4.3 V
V <sub>OL1max</sub>	0.6 V
I <sub>OL1max</sub>	8 mA
V <sub>OL2max</sub>	0.6 V
I <sub>OL2max</sub>	8 mA

Ecuación 16. Corriente del PIC12F1501.

$$I = \frac{P}{V} = \frac{0.01157 \text{ W}}{5 \text{ V}} = 2.31 \text{ mA}$$

Cuadro 19. Potencias, voltajes y corrientes para los motores y el sistema electrónico.

Dato	Valor
Potencia de cada motor	1.68 W
Voltaje de motores	4.8 V
Corriente de cada motor	350 mA
Potencia sistema electrónico	11.57 mW
Voltaje sistema electrónico	5 V
Corriente sistema electrónico	2.31 mA

Cuadro 20. Batería seleccionada.

Tipo	Modelo	Voltaje (V)	Capacidad (mAh)
Baterías recargables de NiMH	Tenergy 5S1P [58]	6	10000

Figura 93. Batería para el dispositivo. [58]



Ecuación 17. Ecuación para evaluar la cantidad de sesiones que pueden realizar las baterías seleccionadas.

$$\begin{aligned} \text{Cantidad de sesiones} &= \frac{\text{descarga}_{\text{Bateria}} (\text{mAh})}{\text{corriente}_{\text{sistema}} (\text{mA})} * \frac{60 (\text{min})}{1 (\text{h})} * \frac{1 (\text{sesión})}{20 (\text{min})} \\ &= \frac{10000 \text{mAh}}{2 * 350 + 2.31 \text{mA}} * \frac{60 \text{ min}}{1 \text{ h}} * \frac{1 \text{ sesión}}{20 \text{ min}} = 42.72 \approx 42 \text{ sesiones} \end{aligned}$$

## C. Discusión

Por otro lado, se encuentra el objetivo de diseñar el sistema de potencia del dispositivo para lo cual es necesario conocer y determinar el voltaje de alimentación del sistema y la corriente que consume.

En el Cuadro 16 se observan las especificaciones de los motores servo Hitec HS645MG, de los cuales los datos de mayor importancia para este capítulo consisten en el voltaje de operación de los motores, el cual puede estar entre 4.8 V y 6 V; y tener una corriente de funcionamiento de 350 mA a 450 mA respectivamente. También es importante notar la especificación del voltaje de la señal de control de los motores, la cual debe estar entre los rangos de 3 V a 5 V; conociendo estos valores se determina que el voltaje de los pines de salida debe encontrarse entre este rango.

Así mismo, se especifica en la Figura 85 el rango de voltaje de operación para el microcontrolador PIC12F1501 el cual es entre 2.3 V y 5.5 V. Por otro lado, también se indica la corriente alta de consumo o de fuente es de 25 mA para ambos casos. Como se observa en la Figura 86, la salida de alto voltaje de los puertos de salida es de VDD - 0.7 V; lo que significa que, si se desea un voltaje de control de los motores servo de 3 V a 5 V, el voltaje de alimentación del sistema debe encontrarse entre 3.7 V y 5.5 V, el voltaje máximo debe ser 5.5 V y no 5.7 V debido a que el voltaje máximo de alimentación del microcontrolador es de 5.5 V.

Microchip Technology Inc. (2009), creó un libro bajo el nombre *Tips 'n Tricks*, dentro del cual realizan una recopilación de diferentes recomendaciones para el uso de sus microcontroladores; dentro de este libro existe un capítulo dedicado a la baja potencia del microcontrolador, del cual se obtuvieron la Figura 87 y la Figura 88. [55] Este capítulo es de gran importancia para lograr establecer el menor consumo posible para el sistema. En la Figura 87 la primera recomendación que se presenta es como hacer uso de pines sin uso, ya que estos pines pueden ser configurados tanto como salidas o como entradas; este capítulo explica que si el pin sin uso se configura como una entrada y es conectado a  $V_{DD}$  o  $V_{SS}$  la corriente que estarán consumiendo estos pines será únicamente la corriente de fuga (leakage current), que en el caso del PIC12F1501 es de  $\pm 5$  nA típico o un máximo de  $\pm 125$  nA a una temperatura de  $85^{\circ}\text{C}$ , como se observa en la Figura 86. Esta recomendación puede ser utilizada para los pines del ADC los cuales luego de la obtención de la conversión pueden configurarse únicamente como entradas analógicas las cuales estarán consumiendo únicamente la corriente de fuga.

Así mismo, en la Figura 87 explican sobre la potencia que consumen entradas digitales y analógicas, en cuanto a las entradas digitales, mencionan que consumen la menor cantidad de potencia cuando el voltaje de entrada se encuentra cerca de  $V_{DD}$  o  $V_{SS}$ , también explican que si el voltaje de entrada es cerca al centro entre  $V_{DD}$  y  $V_{SS}$ , el transistor dentro del buffer de la entrada digital se encuentra en una región lineal y consumirá una cantidad significativa de corriente, sin embargo si el pin puede configurarse como una entrada analógica, el buffer digital se apaga, reduciendo de esta manera la corriente del pin, al igual que la corriente total del controlador. Por otro lado, se explica que las entradas analógicas son de muy alta impedancia por lo que consumen muy poca corriente, consumen aún menos corriente que una entrada digital cuando el voltaje aplicado se encuentra centrado entre  $V_{DD}$  y  $V_{SS}$ , incluso se menciona que a veces es apropiado y posible configurar una entrada digital como una entrada analógica cuando la entrada digital debe ir hacia un estado de baja potencia. Esto es importante debido a que se tienen tres entradas, dos analógicas que son los módulos ADC utilizados para el ingreso de los grados y la velocidad del sistema, y una entrada digital, la cual es el switch de comienzo o finalización del ciclo, por lo que se encuentra únicamente en dos estados, alto ( $V_{DD}$ ) o bajo ( $V_{SS}$ ).

En cuanto a las salidas digitales, el libro explica que no hay consumo de corriente adicional más que el que es usado por el pin para alimentar el circuito externo. Las únicas salidas que se tienen son las dos salidas de los dos módulos PWM que manejan la señal de control de los dos motores servo, las cuales tienen un ciclo de trabajo de entre 4.5% y 7.5%.

En la Figura 88, Microchip Technology Inc. presenta otra recomendación, que da como recomendación el uso de la instrucción SLEEP, la cual puede reducir el consumo de potencia hasta un 96% en diversos dispositivos. En la Figura 89 también presenta Microchip la recomendación del uso del modo de bajo consumo del microcontrolador y establece el uso de una interrupción periférica para despertar el dispositivo. Este modo es usado en el diagrama de flujo general presentado en el capítulo anterior (ver Figura 82) donde se entra al modo SLEEP mientras se espera que el usuario termine de configurar los grados y la velocidad del dispositivo para luego comenzar el ciclo por medio de un switch el cual sirve como una interrupción periférica para despertar el dispositivo. Además, en la Figura 90, Microchip recomienda la reducción del voltaje de operación; tomando esto

en cuenta y como se estableció previamente que el voltaje de alimentación podía estar en el rango entre 3.7 V y 5.5 V, el voltaje a utilizar para la alimentación del microcontrolador es de 5 V.

Por otro lado, en la Ecuación 13 se presenta la ecuación para calcular la potencia disipada por el microcontrolador PIC12F1501, la cual como se observa en el Cuadro 17 depende del voltaje de alimentación, la corriente de alimentación, la corriente y voltaje de salida alta, y, la corriente y el voltaje de la salida baja. Por medio de esta ecuación se establece la potencia que el microcontrolador estará disipando. Para establecer la corriente de alimentación se debe observar la Figura 91, donde según el manual del PIC12F1501 establece que la corriente de alimentación está determinada por la frecuencia del oscilador, mientras más alta la frecuencia más alta la corriente; y el voltaje de alimentación, la cual también mientras aumenta, también aumenta la corriente.

Esto puede observarse de igual manera en la Figura 92; donde se representa por medio de dos gráficas el valor de la corriente de alimentación dependiendo del voltaje de alimentación y la frecuencia del oscilador interno. Como se observa en esta figura se presenta la gráfica para el valor típico funcionando a 25°C y el valor máximo en la segunda gráfica. La frecuencia del oscilador interno es de 4MHz, seleccionado en el capítulo anterior (ver Figura 75), por lo que al observar la figura anterior se ejemplifica el comportamiento de la corriente de alimentación para la frecuencia de 4MHz, bajo un funcionamiento típico la corriente de alimentación se encuentra arriba de 0.5 mA para un voltaje de alimentación de 5 V; mientras que para un funcionamiento máximo la corriente supera por poco los 0.6 mA para un voltaje de 5 V; debido a esto se tomará el valor de 0.6 mA para la corriente de alimentación para el oscilador con frecuencia de 4 MHz y voltaje de 5 V.

Otro de los valores necesarios para la obtención de la potencia disipada por el microcontrolador es el voltaje de salida alta, al igual que la corriente de salida alta, además del voltaje y corriente de salida bajos de cada pin que este configurado como una salida. Como se observa en la Ecuación 13, la potencia disipada del microcontrolador no toma en cuenta los voltajes y corrientes de entrada, únicamente los de salida, tanto los de salida alta como baja. En la Figura 86, se pueden observar las corrientes y voltajes para los diferentes puertos de salida y entrada; en el caso del voltaje de salida baja esta tabla establece que el valor máximo es de 0.6 V; mientras que para el voltaje de salida alta se establece que el menor valor es del voltaje de entrada ( $V_{DD}$ ) - 0.7, siendo este 4.3 V para un voltaje de alimentación de 5 V como se seleccionó; en ambos casos solo se presenta el valor máximo para la salida baja y el valor mínimo para la salida alta. Hay que tomar en cuenta que en el sistema solo se utilizan dos pines como pines de salida, los cuales son las señales PWM.

Se establece un factor de seguridad tomando los valores máximos para establecer los datos para la obtención de la potencia disipada por el microcontrolador. En el caso del voltaje de salida alto, aunque en la Figura 86 se establece que el voltaje de salida alta mínimo es de 4.3 V para un voltaje de alimentación de 5 V, se definió el valor del voltaje de salida alta como 5V. En cuanto a la corriente de salida alta se tomó 25 mA el cual es la corriente que otorga el microcontrolador según la Figura 85, además debe tomarse en cuenta que los pines de salida son los que manejarán las señales PWM las cuales ambas tienen un ciclo de trabajo máximo de 7.5% por lo que la corriente también se verá disminuida por el ciclo de trabajo; si además de esto el resultado lo

multiplicamos por un factor de seguridad, el cual se definió como 1.5, se obtiene una corriente de salida alta para los pines de salida de los PWM de 2.81 mA como se observa en la Ecuación 14.

Por otro lado, la Ecuación 13 requiere los valores de voltaje y corriente de salida baja para los pines de salida. El voltaje de salida baja máximo para los pines según la Figura 86 es de 0.6 V; además en esta misma figura se presenta que ese valor es máximo para diferentes valores de  $V_{DD}$  y de corriente de salida baja, entre estos valores se presenta una corriente de salida baja de 8 mA para un  $V_{DD}$  de 5 V. Debido a esto los valores que se tomaron para el voltaje de salida baja fue de 0.6 V y la corriente de salida baja se tomó como 8 mA.

En el Cuadro 18 se observan todos los valores tomados para el cálculo de la potencia disipada por el microcontrolador, siendo esta de 11.57 mW como se observa en la Ecuación 15. En la Ecuación 16 se presenta la corriente calculada del PIC12F1501 tomando la potencia calculada y dividiendo el resultado por el voltaje de alimentación, obteniendo un valor de 2.31 mA.

Por otro lado, en el Cuadro 19 se presentan las corrientes y voltajes tanto para los motores como para el sistema electrónico. Para los motores servo se estableció un voltaje de alimentación de 4.8 V pues en este voltaje los motores tienen un torque de 7.7 Kg\*cm como se observa en el Cuadro 16; así mismo, en este cuadro se presenta la corriente que consumen los motores servo a 4.8 V, la cual es de 350 mA por motor. Los valores de corriente y voltaje seleccionados finalmente para el sistema electrónico son de 5 V y 2.31 mA.

Tomando en cuenta los valores anteriores se buscó una batería con la capacidad para alimentar el sistema. Como se observa en el Cuadro 20 se presentan las especificaciones de la batería propuesta, la cual es un pack de baterías recargables de NiMH modelo Tenergy 5SIP. [58] Esta batería puede observarse en la Figura 93. Esta batería cuenta con un voltaje de 6 V y una capacidad de 10,000 mAh. Por medio de la Ecuación 17 se puede evaluar la cantidad de sesiones para las que cada carga de batería funcionara si cada sesión equivale a 20 minutos de terapia, lo cual sería un total de 42 sesiones.

## IX. PRESUPUESTO

Con los distintos sistemas que conforman el exoesqueleto para rehabilitación de mano establecidos, se puede listar las piezas para poder construirlo, con lo cual se estaría definiendo un presupuesto. El presupuesto incluye las piezas diseñadas para el exoesqueleto de mano, actuadores, los componentes mecánicos de unión y componentes electrónicos.

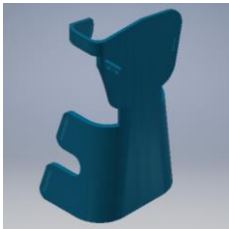
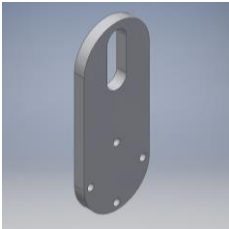
Algunos componentes se encuentran dentro del mercado guatemalteco, mientras que otros es necesario buscar un distribuidor internacional. Debido a que los componentes que se importen se cotizarán en USD\$ se utilizará una tasa de GTMQ7.70 por USD\$ 1.00, y para EUR€ una tasa de GTMQ8.54 por EUR€ 1.00, según el Banco de Guatemala. [59]

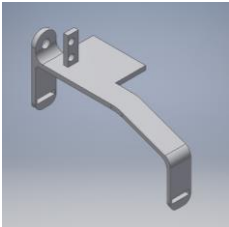
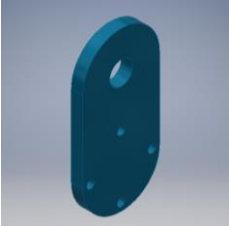

Piezas como las diseñadas para el exoesqueleto necesitan fabricarse, para lo cual se hará una cotización para fabricarlas con impresora 3D de extrusión.

Ya que hay piezas de las cuales su cantidad supera la unidad, se estará colocando el precio unitario y el precio total. Así mismo las piezas que se importen tendrán un recargo en el envío lo cual se tomara en cuenta en la columna de precio total. De igual manera habrá piezas que no pueden comprarse en unidad por lo que se establecerá el precio unitario a partir del precio completo el cual será colocado dentro de paréntesis al lado del precio total.

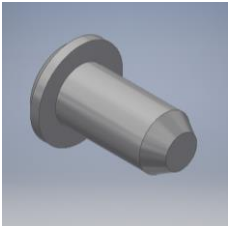
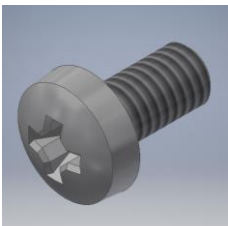
### A. Resultados

Cuadro 21. Listado de piezas a fabricar del exoesqueleto.

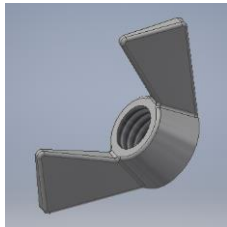
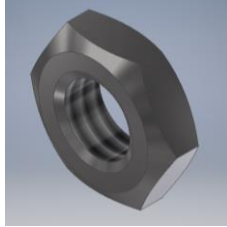

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio total
Exo1_Antebrazo-Mano	Pieza del antebrazo-mano		Plástico ABS	1	Q414.00	Q414.00 [60]
Exo2_BrazoPrimerServo	Pieza del brazo del servo de la falange proximal		Plástico ABS	1	Q42.00	Q42.00 [60]




Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio total
Exo3_FalangeProximal	Pieza de la falange proximal		Plástico ABS	1	Q72.00	Q72.00 [60]
Exo4_BrazoSegundoServo	Pieza del brazo del servo de la falange distal		Plástico ABS	1	Q39.00	Q39.00 [60]
Exo5_FalangeMediaDistal	Pieza de la falange media-distal		Plástico ABS	1	Q60.00	Q60.00 [60]
<b>TOTAL</b>						<b>Q627.00 [60]</b>

Cuadro 22. Piezas mecánicas para unión y cintas de velcro para ajuste a palma y dedos.



Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Clavo acople	DIN EN 22341 A A-3 x 6		Acero	8	Q0.09	Q0.72 (Q9 paquete de 1000) [61]
Tornillo servo	DIN 7985 (H) M4x8-H		Acero suave	4	Q0.20	Q0.80 (Q20.18 paquete de 100) [61]






Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Tuerca servo	DIN EN 24035 M4		Acero inoxidable 440C	4	Q0.25	Q1.00 (Q25.22 paquete de 100) [61]
Tornillo brazo	DIN 7985 (H) M5x10-H		Acero suave	2	Q0.25	Q1.00 (Q25.22 paquete de 100) [61]
Roldana brazo	DIN 125-1 A A 5.3		Acero suave	2	Q0.10	Q0.20 (Q10.09 paquete de 100) [61]
Tuerca brazo falange proximal	Tipo mariposa Nut GB/T 62.2-2004 M5		Acero suave	1	Q0.75	Q0.75 [61]
Tuerca brazo falange media-distal	DIN EN 24035 M5		Acero inoxidable 440C	1	Q0.25	Q0.25 (Q25.22 paquete de 100) [61]
Cincho de velcro del antebrazo	1" ancho x 25 cm largo		Velcro	2	Q2.50	Q5.00 (Q35 rollo de 3.5 m) [61]

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Cincho de velcro de la palma	1/2" ancho x 15 cm largo		Velcro	1	Q4.00	Q4.00 (Q46 paquete de 50 cinchos) [61]
Cincho de velcro de la falange proximal	1/2" ancho x 25 cm largo		Velcro	1	Q4.00	Q4.00 (Q46 paquete de 50 cinchos) [61]
Cincho de velcro de la falange media-distal	1/3" ancho x 20 cm largo		Velcro	1	Q2.50	Q2.50 (Q35 rollo de 3.5 mts) [61]
<b>TOTAL</b>						<b>Q 20.22</b>


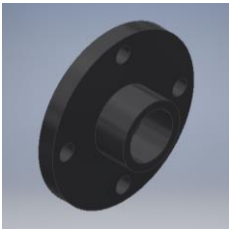
Cuadro 23. Componentes electrónicos.


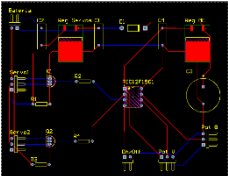

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Potenciómetro	10 K $\Omega$ , Linear Taper		N/A	2	Q4.00	Q8.00 [62]
Switch	Switch de 2 pines, SPST Toggle Switch		N/A	2	Q12.00	Q24.00 [63]

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Header3	HDR 1X3		N/A	4	Q0.45	Q1.80 (Q3 la tira de 36 pines) [64]
Header2	HDR 1X2		N/A	2	Q0.30	Q0.60 (Q3 la tira de 36 pines) [64]
Diodo	1N4001GP, IPC-2221A Package		N/A	1	Q1.00	Q1.00 [65]
Capacitor1	0.1uF		Cerámico	2	Q3.50	Q7.00 [66]
Capacitor2	0.33uF		Cerámico	1	Q2.00	Q2.00 [67]
Capacitor electrolítico	1000 uF		Electrolítico	1	Q7.00	Q7.00 [68]

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Regulador de voltaje	LM7805CT, TO-220 Package		N/A	2	Q7.00	Q14.00 [69]
Resistencia	1 K $\Omega$		N/A	4	Q1.00	Q4.00 [70]
Transistor	2N3904, TO-92 Package		N/A	2	Q4.50	Q9.00 [71]
<b>TOTAL</b>						<b>Q 78.40</b>

Cuadro 24. Componentes por importar.

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Motor servo	Hitec HS645MG de alto torque 2BB, con engranes metálicos.		Plástico con engranajes metálicos	2	\$29.97	\$64.93 (\$4.99 de envío) [72]
Acople servo	Acople circular de motor servo		Plástico ABS	2	Incluidos en el paquete de cada motor servo	

Nombre pieza	Descripción	Vista previa	Material	Cant.	Precio unitario	Precio Total
Microcontrolador	PIC12F1501, 8 Lead PDIP Package		N/A	1	\$0.79	\$35.79 (\$35 de envío) [73]
PCB	2 capas, 102x79 mm		FR4-Standard Tg 130-140C	1	\$2.00	\$46.58 (\$44.58 de envío) (5 piezas mínimo) [74]
Pack de baterías recargables	Tenergy 5S1P de 6V y 10,000 mAh		NiMH	1	\$51.29	\$210.13 (\$158.84 de envío) [75]
<b>TOTAL</b>						<b>\$357.43 (Q2,752.21)</b>

Cuadro 25. Costo total de piezas.

Epígrafe de cuadros.	Costo
Cuadro 21. Listado de piezas a fabricar del exoesqueleto.	Q 627.00
Cuadro 22. Piezas mecánicas para unión y cintas de velcro para ajuste a palma y dedos.	Q 20.22
Cuadro 23. Componentes electrónicos.	Q 78.40
Cuadro 24. Componentes por importar.	Q 2,752.21
<b>TOTAL</b>	<b>Q3,477.83</b>

Cuadro 26. Cuadro comparativo de precios de exoesqueletos de mano.

Nombre	¿Está en el mercado?	Precio	Precio (Q)
QAL Medical W2 Wrist CPM	Sí	\$ 4,095.00 [76]	Q 31,531.50
QAL Medical 6000X WaveFlex Hand CPM	Sí	\$ 4,325.00 [77]	Q 33,302.50
Kinetec Maestra Hand and Wrist CPM Machine	Sí	\$ 6,076.25 [78]	Q 46,787.13
Exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, creado por Santoja [16]	No	€49,485.65 [79]	Q422,607.45

## B. Discusión

Del Cuadro 21 al Cuadro 24 se observa los cuadros de componentes y piezas establecidos para la construcción del exoesqueleto para apoyo a rehabilitación de mano, contando en la primera columna con el nombre establecido para referirse a estos componentes; en la segunda, una descripción; en la tercera, una imagen del componente, en la cuarta, el material; en la quinta, la cantidad de piezas o componentes a usar; en la sexta el precio unitario; y en la última el precio total. La columna del precio unitario está definida en algunos componentes; como, por ejemplo, las tuercas y los tornillos, en función del costo de paquete completo, colocado así en paréntesis en la columna de precio total. En la columna de precio total está establecido el precio en relación a la cantidad de componentes y precio unitario, luego en paréntesis se describe el precio de paquete de la pieza y la cantidad de piezas que el paquete trae.

En el Cuadro 24 donde se observan los motores servo, el microcontrolador, la placa de circuitos impresa y batería, que son componentes que se tienen que importar, se describe en la columna de precio total que el precio total establecido incluye ya el costo de envío, descrito en el paréntesis contiguo. Para la placa de circuitos impresa solo puede realizarse en pedidos mayores a 5 piezas lo cual se colocó en el segundo paréntesis.

La sumatoria del costo de todos estos componentes y piezas se puede observar en el Cuadro 25, en donde se encuentra listado el total de cada cuadro y el total de todos estos. El Cuadro 21 describe las piezas a imprimir que conforman el exoesqueleto, el total del coste de la fabricación de estas piezas es de Q627.00. En el Cuadro 22 se presentan las piezas mecánicas de unión para los motores servo, como también las piezas mecánicas de unión de las piezas del exoesqueleto, así como las cintas de velcro que serán utilizadas para la unión de la palma y los dedos con el exoesqueleto, teniendo un costo total de las piezas de Q20.22. El Cuadro 23 muestra los componentes electrónicos a utilizar con un costo total de Q78.40. Por último, el Cuadro 24 se presentan los componentes que es necesario importar, cuyo costo total es de \$357.43, lo que equivale a Q 2,752.21. Totalizando un costo de Q3,477.83 de las piezas y materiales a utilizar en la construcción del exoesqueleto de mano.

Dentro del mercado y otros estudios hacen referencia a precios de dispositivos similares, como se puede observar en el Cuadro 26. En este cuadro se visualizan rangos de precio de Q 31,531.50 hasta Q422,607.45; del cual los dispositivos que se encuentran dentro del mercado tienen un rango de Q 31,531.50 hasta Q 46,787.13. Mientras que el dispositivo exoesqueleto creado por Santoja tiene un costo de Q422,607.45, sin embargo, este no es un dispositivo que se encuentre en el mercado, y es parte de un trabajo de investigación.

## X. CONCLUSIONES

1. Se realizó un diseño para un dispositivo exoesqueleto de mano que permite el movimiento en conjunto de todos los dedos menos el pulgar. El diseño del exoesqueleto de mano es apto para una terapia de movimiento continuo pasivo para la rehabilitación de las funciones motoras de la mano.
2. Se determinaron tres dimensiones críticas para el diseño del exoesqueleto de mano, las cuales son el ancho de los dedos, con un máximo de 99 milímetros; el largo de la muñeca a la articulación metacarpofalángica, con un máximo de 86 milímetros; y, el largo de los dedos desde la articulación metacarpofalángica, la cual varía de 102 milímetros a 127 milímetros.
3. El sistema mecánico diseñado consiste en dos motores servo Hitec HS645MG que por medio de un acoplamiento mueven las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica proximal. Los motores servo seleccionados cuentan con un torque de 9.60 kilogramo por centímetro pudiendo superar el torque de 7.12 kilogramo por centímetro generado por la fuerza de resistencia por espasticidad de 10 N en el centro del conjunto de las falanges.
4. El diseño del dispositivo exoesqueleto realizado es capaz de ajustar la talla del usuario, estableciendo que la articulación metacarpofalángica sea colocada al final de la pieza que cubre la mano y el antebrazo.
5. El sistema electrónico diseñado consiste en un microcontrolador PIC12F1501, el cual, por medio de las entradas para variación del rango de movimiento y velocidad, genera, para cada motor, una señal PWM. Este permite la variación del rango de movimiento del dispositivo la cual varía de 0° hasta 90° para ambos motores servo, con un rango de 90° en 100 bits.
6. Se estableció un rango de velocidades para el movimiento del dispositivo exoesqueleto, partiendo de 5°/s la mínima a 15°/s la máxima. Comparable con el rango de velocidades determinado por fuentes bibliográficas de 5°/s la mínima a 15°/s la máxima.
7. El tiempo de ciclo de apertura o empuñadura máximo para la velocidad mínima es de 18 segundos, mientras que para la velocidad máxima es de 6 segundos.
8. El sistema de potencia eléctrica consiste en una batería, la cual es un set de baterías recargables de NiMH modelo Tenenergy 5SIP con un voltaje de 6 V y una capacidad de 10000 mAh, la cual equivale 42 sesiones de funcionamiento, siendo las sesiones de 20 minutos.
9. El costo total de los materiales y piezas propuestas es de Q3,477.83

## XI. RECOMENDACIONES

1. Se recomienda para futuros trabajos el diseño para el movimiento del pulgar logrando una empuñadura completa.
2. Con el fin de que el dispositivo pueda ser usado por ambas manos se recomienda evaluar otro tipo de diseños para que sea configurable tanto para la mano derecha como para la izquierda.
3. Realizar pruebas físicas inicialmente con personas sin afecciones en la mano para evaluar el funcionamiento del exoesqueleto como tal; realizando luego pruebas con personas con afecciones en la mano para evaluar la terapia que esta brinda y su efectividad.
4. Una nueva línea de investigación que podría realizarse para trabajos futuros el diseño para el movimiento independiente de cada uno de los dedos, evaluando además diferente cantidad de grados de libertad.
5. De realizar un seguimiento del proyecto construyendo el exoesqueleto, se recomienda que de no encontrar o utilizar los dispositivos aquí evaluados se verifique que por lo menos cumplen con los mismos parámetros propuestos.
6. Otra línea de investigación que se propone es el manejo del dispositivo de forma remota, posiblemente con una aplicación que maneje el especialista.
7. Al momento de evaluar, en trabajos futuros, el impacto en la rehabilitación del paciente se recomienda hacer uso de sensores para observar los diferentes parámetros con los que se hará un rediseño o mejora del dispositivo.
8. Dentro de la bibliografía analizada se observó que algunos autores hacen el uso de programas o juegos virtuales donde se le pide al paciente realizar ciertos ejercicios; esto puede tomarse como una línea de investigación para futuros trabajos.



## XII. BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. G. Quiñonez, *Cirugía de la Mano*, Maracay: FUNDACITE Aragua, 2005, p. 116.
- [2] J. J. Pascual, *Rehabilitación de la mano*, Guantánamo: Universidad de Ciencias Médicas de Guantánamo, 2012.
- [3] A. Favetto, *Glove Exoskeleton for Extra-Vehicular Activities: Analysis of Requirements and Prototype Design*. Tesis Politecnico di Torino, Torino, 2014.
- [4] J. Lauren Banks, *Design and Control of an Anthropomorphic Robotic Finger with Multi-point Tactile Sensation*. Tesis Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 2001.
- [5] P. Heo, G. M. Gu, S. Lee, K. Rhee y J. Kim, «Current Hand Exoskeleton Technologies for Rehabilitation and Assistive Engineering,» *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. XIII, nº 5, pp. 807-824, 2012.
- [6] Henry Dreyfuss Associates, «The Measure of Man (Front View),» de *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design.*, Nueva York, Watson-Guptill Publications, 1993, p. 22.
- [7] P. Pontaza, M. Ramirez-Zea, A. Barceló, E. Gil, E. Gregg, M. Meiners, R. Valdez, E. Pérez Flores y E. Cafiero, «Resultados,» de *Encuesta de diabetes, hipertensión y factores de riesgo de enfermedades crónicas*, Villa Nueva, Organización Panamericana de la Salud, 2006, p. 10.
- [8] Henry Dreyfuss Associates, *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*, Nueva York: Watson-Guptill Publications, 1993.
- [9] Henry Dreyfuss Associates, «Hand Measurements of Man and Woman,» de *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*, Nueva York, Watson-Guptill Publications, 1993, p. 75.

- [10] R. M. Martínez Piédrola, M. Pérez de Heredia Torres y G. C. Cristina, «Condiciones Patológicas del miembro superior. Tratamiento conservador y quirúrgico.» de *Terapia de la Mano*, Madrid, Síntesis, 2015, pp. 7-10.
- [11] American Heart Association, «Heart Disease and Stroke Statistics – At-a-Glance,» 17 diciembre 2014. [En línea]. Available: [https://www.heart.org/idc/groups/ahamah-public/@wcm/@sop/@smd/documents/downloadable/ucm\\_470704.pdf](https://www.heart.org/idc/groups/ahamah-public/@wcm/@sop/@smd/documents/downloadable/ucm_470704.pdf). [Último acceso: 5 febrero 2016].
- [12] D. I. Guzmán Melgar y D. C. García García, «Prevalencia de Factores de Riesgo Cardiovascular en la Población de Guatemala,» *Revista Guatemalteca de Cardiología*, vol. 22, nº 2, pp. 3-19, 2012.
- [13] V. M. López Roldán, M. Arenas Zavala, L. Álvarez Reyna, M. Barrios, R. González, A. Fernández Rojas, S. González Ramírez, J. L. Hernández Hernández, B. Hernández Leyva y E. Pérez Chávez, «Guía clínica para la atención de lesiones traumáticas de la mano,» *Revista Médica del IMSS*, vol. 41, nº 1, pp. 109-122, 2003.
- [14] M. A. González Aquino y E. J. Palacios Sosa, *Rehabilitación de las manos con artritis y artrosis en terapia ocupacional*: Tesis Universidad de San Carlos de Guatemala, Guatemala, 2011.
- [15] S. B. Brotzman, *Lesiones de muñeca y mano*, Madrid: Elsevier España, 2012.
- [16] I. Santoja Guerrero, *Diseño e implementación de sistemas de control aplicados a un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano*. Tesis Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, 2012.
- [17] D. E. L. J. García, «Ejercicios de rehabilitación para dedos y manos,» [En línea]. Available: [http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion\\_files/Rehabilitacio%CC%81n%20de%20los%20dedos%20de%20la%20mano.pdf](http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion_files/Rehabilitacio%CC%81n%20de%20los%20dedos%20de%20la%20mano.pdf). [Último acceso: 25 marzo 2015].
- [18] Festo AG & Co. KG, «ExoHand,» abril 2012. [En línea]. Available: [http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/156734/Brosch\\_FC\\_ExoHand\\_EN\\_lo\\_L.pdf](http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/156734/Brosch_FC_ExoHand_EN_lo_L.pdf). [Último acceso: 3 junio 2014].

- [19] S. Ueki, Y. Nishimoto, M. Abe, H. Kawasaki, S. Ito, Y. Ishigure, J. Mizumoto y T. Ojika, «Development of Virtual Reality Exercise of Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control,» de *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver, 2008.
- [20] M. Fontana, A. Dettori, F. Salsedo y B. M., «Mechanical design of a novel Hand Exoskeleton for accurate force displaying,» de *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, 2009.
- [21] B. L. Shields, J. A. Main, S. W. Peterson y A. M. Strauss, «An Anthropomorphic Hand Exoskeleton to Prevent Astronaut Hand Fatigue During Extravehicular Activities,» *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, vol. 27, n° 5, pp. 668-673, 1997.
- [22] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley y P. S. Lum, «Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, n° 36, pp. 2-16, 2010.
- [23] I. Koo, B. B. Kang y K.-J. Cho, «Development of Hand Exoskeleton using Pneumatic Artificial Muscle Combined with Linkage,» *J. Korean Soc. Precis. Eng.*, vol. 30, n° 11, pp. 1217-1224, 2013.
- [24] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu y R. Boian, «The Rutgers Master II—New Design Force-Feedback Glove,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. VII, n° 2, pp. 256-263, 2002.
- [25] J. Arata, O. Keiichi, R. Gassert, O. Lamberey, H. Fujimoto y I. Wada, «A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism,» de *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, 2013.
- [26] Kaiser Medical, «XT DigiGlide Kaiser Portable Hand CPM,» Thera Tech Equipment Inc., 2014. [En línea]. Available: <http://theratechequip.com/products/xt-digiglide-kaiser-portable-hand-cpm/>. [Último acceso: 15 octubre 2015].

- [27] Remington Medical Equipment Ltd., «Waveflex Hand CPM,» Remington Medical Equipment Ltd., 2015. [En línea]. Available: <http://www.remingtonmedical.com/product/detail/A1>. [Último acceso: 15 octubre 2015].
- [28] E. B. Brokaw, I. Black, R. J. Holley y P. S. Lum, «Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation,» *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, pp. 391-399, 2011.
- [29] J. E. Makaran, D. K. Dittmer, R. O. Buchal y D. E. MacArthur, «The SMART Wrist-Hand Orthosis (WHO) for Quadriplegic Patients,» *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 5, nº 3, pp. 73-76, 1993.
- [30] Y. Kadowaki, T. Noritsugu, M. Takaiwa, D. Sasaki y M. Kato, «Development of Soft Power-Assist Glove and Control Based on Human Intent,» *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 23, nº 2, pp. 281-291, 2011.
- [31] R. L. Mott, *Resistencia de materiales*, Quinta ed., México: Pearson Educación, 2009.
- [32] AUTODESK.Help, «Acerca de los resultados visuales del análisis,» Autodesk Inventor, 15 Febrero 2016. [En línea]. Available: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2016/ESP/Inventor-Help/files/GUID-A88840EF-391B-4987-A77B-5D58F19600CA-htm.html>. [Último acceso: 17 Octubre 2018].
- [33] V. Badiola, «Cargas Estáticas,» de *Diseño de Máquinas I*, Navarra, Universidad Pública de Navarra, 2004, pp. 45-54.
- [34] AUTODESK.Help, «Deformación,» Autodesk Inventor, 12 Abril 2013. [En línea]. Available: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/inventor-products/learn-explore/caas/vhelp/help-dev-autodesk-com/v/Inventor/esp/2013/Help/1309-Autodesk1309/3274-An-lisis3274/3275-Para-emp3275/3276-An-lisis3276/3285-Interpre3285/3288-Deformac3288.html>. [Último acceso: 17 Octubre 2018].

- [35] AUTODESK.Help, «Coeficiente de seguridad,» Autodesk Inventor, 12 Febrero 2014. [En línea]. Available: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2014/ESP/Inventor/files/GUID-D541AE00-F9FB-4B7E-A595-402219353010-htm.html>. [Último acceso: 17 Octubre 2018].
- [36] AUTODESK.Help, «Interpretación de los resultados del análisis de tensión,» Autodesk Inventor, 17 Noviembre 2014. [En línea]. Available: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2015/ESP/Inventor-Help/files/GUID-68384EEE-E554-4376-8674-F555F60CF7D6-htm.html>. [Último acceso: 17 Octubre 2018].
- [37] J. A. Villagrán Cifuentes, *Beneficios de la Ficioterapia Aplicada en Pacientes con Síndrome de Tunel del Carpo*. Tesis Universidad Rafael Landívar, Quetzaltenango, 2010.
- [38] J. P. García Guerra, *Desarrollo e implementación de sistema de movimiento pasivo continuo con control digital para terapia de rodilla*. Tesis Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, 2004.
- [39] J. W. Krakauer, «Motor Learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation,» *Current Opinion in Neurology*, pp. 84-90, 2006.
- [40] C. D. Takahashi, L. Der-Yeghiaian, V. Le, R. R. Motiwala y S. C. Cramer, «Robot-based hand motor therapy after stroke,» *Brain*, vol. 131, n° 2, pp. 425-437, 2008.
- [41] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia y A. Baradica López, «Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,» *Ingeniería Biomédica*, vol. IV, n° 7, pp. 63-73, 2010.
- [42] B. J. Birch, *Development and Testing of a Hand Rehabilitation Device for Continuous Passive Motion and Active Resistance*. Tesis Universidad de Victoria, Victoria, 2008.
- [43] M. M. Fomashi, *Synthesis of Hand Exoskeletons for the Rehabilitation of Post-Stroke Patients*. Tesis Universidad de Bologna, Bologna, 2013.

- [44] D. D. Frey, Y. Wijnia, K. Katsikopoulos, P. M. Herder, E. Subrahmanian y D. P. Clausing, «An evaluation of the Pugh controlled convergence method,» de *Proceedings of ASME DETC: Design Engineering Technical Conference*, Las Vegas, 2007.
- [45] P. Fenner, «Laser-cut Lattice Living Hinges,» *Deferred Procrastination*, 16 diciembre 2011. [En línea]. Available: <http://www.deferredprocrastination.co.uk/blog/2011/laser-cut-lattice-living-hinges/>. [Último acceso: 15 octubre 2015].
- [46] S. Roccella, A. Chiri, F. Giovacchini, E. Cattin, N. Vitiello, F. Vecchi y M. Carrozza, «Design of a hand exoskeleton (HANDEXOS) for the rehabilitation of the hand,» *Gerontechnology*, vol. 7, n° 2, pp. 197-202, 2008.
- [47] J. Iqbal, N. G. Tsagarakis y D. G. Caldwell, «Design of a Wearable Direct-driven Optimized Hand Exoskeleton Device,» de *The Fourth International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*, Genova, 2011.
- [48] O. Fremming, «Servo test results,» Ola Fremming's homepage, noviembre 2008. [En línea]. Available: [http://www.ofremmi.info/F3A/Technic/ServoTesting/servo\\_test\\_results.htm](http://www.ofremmi.info/F3A/Technic/ServoTesting/servo_test_results.htm). [Último acceso: 16 marzo 2016].
- [49] ServoDatabase.com, «Hitec HS-645MG - High Torque MG Servo,» ServoDatabase.com, 2016. [En línea]. Available: <http://www.servodatabase.com/servo/hitec/hs-645mg>. [Último acceso: 16 marzo 2016].
- [50] Hitec RCD Inc., «General Servo Information,» Hitec, Korea, 2002.
- [51] K. Y. Tong, S. K. Ho, P. M. K. Pang, X. L. Hu, W. K. Tam, K. L. W. X. J. Fung, P. N. Chen y M. Chen, «An Intention Driven Hand Functions Task Training Robotic System,» de *2nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, 2010.
- [52] C. L. Jones, F. Wang, R. Morrison, N. Sarkar y D. G. Kamper, «Design and Development of the Cable Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, n° 1, pp. 131-140, 2012.

- [53] Microchip Technology Inc., «PIC12(L)F1501,» 14 julio 2015. [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40001615B.pdf>. [Último acceso: 5 marzo 2016].
- [54] Microchip Technology Inc., *Timers: Timer0, Tutorial (Part 1)*, Chandler: Microchip Technology Inc., 2007.
- [55] Microchip Technology Inc., «CHAPTER 2: PIC® Microcontroller Low Power Tips ‘n Tricks,» de *Compiled Tips ‘N Tricks Guide*, Chandler, Microchip Technology Inc., 2009, pp. 19-30.
- [56] F. Amirabdollahian, S. Ates, A. Basteris, A. Cesario, J. Buurke, H. Hermens, D. Hofs, E. Johansson, G. Mountain, N. Nasr, S. Nijenhuis, G. Prange, N. Rahman, P. Sale, F. Schätzlein, B. van Schooten y A. Stienen, «Design, development and deployment of a hand/wrist exoskeleton for home-based rehabilitation after stroke - SCRIPT project,» *Robotica*, vol. 32, n° 8, pp. 1331-1346, 2014.
- [57] Robotshop, «Announced specification of HS-645MG Standard Deluxe High Torque Servo,» [En línea]. Available: <http://www.robotshop.com/media/files/pdf/hs645mg.pdf>. [Último acceso: 16 marzo 2016].
- [58] All-Battery.com, «AT: Tenergy NiMH 6V 10000mAh Rechargeable Battery Pack (5S1P, 60.0Wh, 10A Rate),» All-Battery.com, 2016. [En línea]. Available: <http://www.all-battery.com/nimh6v10000mahbatterywithbareleadscustomize.aspx>. [Último acceso: 19 marzo 2016].
- [59] B. d. Guatemala, «Tipo de Cambio,» Banco de Guatemala, 6 marzo 2019. [En línea]. Available: <http://www.banguat.gob.gt/cambio/>. [Último acceso: 6 marzo 2019].
- [60] Imprende 3D Design & Print, *Cotización de servicios de diseño e impresión 3D*, Guatemala, 2019.
- [61] T. d. F. Novex, Interviewee, *Cotización de piezas*. [Entrevista]. 8 marzo 2019.
- [62] Electrónica Steren, «Potenciómetro miniatura sin switch, de 10 KOhms,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/potenciometro-miniatura-sin-switch-de-10-kohms.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].

- [63] Electrónica Steren, «Switch de palanca 1 polo, 1 tiro, 2 posiciones, 15 amperes,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/switch-de-palanca-1-polo-1-tiro-2-posiciones-15-amperes.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [64] Electrónica Steren, «Tira sencilla de 36 pines, para circuitos impresos,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/tira-sencilla-de-36-pines-para-circuitos-impresos.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [65] Electrónica Steren, «Diodo rectificador de 1 amper, 1000 V, de propósito general,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/diodo-rectificador-de-1-amper-1000-v-de-proposito-general.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [66] Electrónica Steren, «Capacitor de tantalio, de 0.1 uF (micro faradios) a 50 volts,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/capacitor-de-tantalio-de-0-1-uf-micro-faradios-a-50-volts.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [67] Electrónica Steren, «Capacitor cerámico de disco, de 330 pF (pico faradios) a 500 volts,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/capacitor-ceramico-de-disco-de-330-pf-pico-faradios-a-500-volts.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [68] Electrónica Steren, «Capacitor electrolítico radial, de 10 uF (micro faradios) a 63 volts,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/capacitor-electrolitico-radial-de-1000-uf-micro-faradios-a-63-volts.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [69] Electrónica Steren, «Regulador de voltaje positivo 5V/1A,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/regulador-de-voltaje-positivo-5v-1a.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [70] Electrónica Steren, «Resistencia de carbón, de 1/2 watt, al 5% de tolerancia, de 1 KOhm,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/resistencia-de-carbon-de-1-2-watt-al-5-de-tolerancia-de-1-kohm.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].
- [71] Electrónica Steren, «Transistor de pequeña señal,» Steren, 2019. [En línea]. Available: <https://www.steren.com.gt/transistor-de-peque-a-se-al.html>. [Último acceso: 10 marzo 2019].

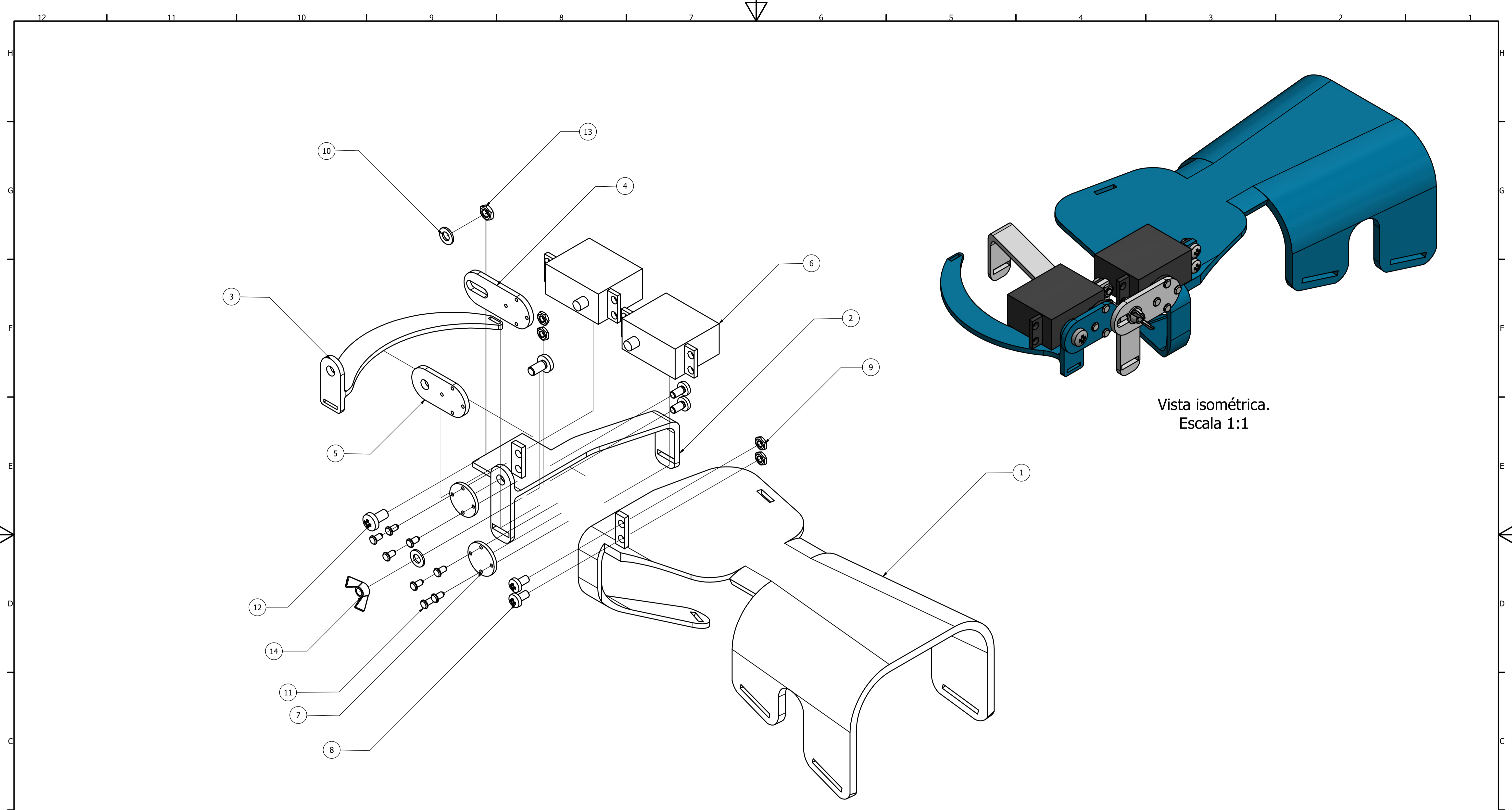


- [72] Hitec RCD Inc., «Hitec 32645S HS-645MG High Torque 2BB Metal Gear Servo,» Amazon, 2016. [En línea]. Available: <http://www.amazon.com/Hitec-32645S-HS-645MG-Torque-Metal/dp/B003T6RSVQ>. [Último acceso: 16 marzo 2016].
- [73] Mouser Electronics, «PIC12F1501-I/P,» Microchip Technology, 2019. [En línea]. Available: <https://www.mouser.com/ProductDetail/579-PIC12F1501-I-P>. [Último acceso: 11 marzo 2019].
- [74] JLCPCB, «Quote,» JLCPCB.COM, 2018. [En línea]. Available: <https://jlcpcb.com/>. [Último acceso: 14 marzo 2019].
- [75] Tenergy Power, «AT: Tenergy NiMH 6V 10000mAh Rechargeable Battery Pack (5S1P, 60.0Wh, 10A Rate),» Tenergy Power, 2019. [En línea]. Available: <https://power.tenergy.com/at-tenergy-nimh-6v-10000mah-rechargeable-battery-pack-5s1p-60-0wh-10a-rate/>. [Último acceso: 14 marzo 2019].
- [76] The Medcom Group, ltd, «QAL Medical W2 Wrist CPM,» Medcom Group, 2019. [En línea]. Available: <https://www.medcomgroup.com/qal-medical-w2-wrist-cpm/>. [Último acceso: 4 mayo 2019].
- [77] The Medcom Group, ltd, «QAL Medical 6000X WaveFlex Hand CPM,» Medcom Group, 2019. [En línea]. Available: <https://www.medcomgroup.com/qal-medical-6000x-waveflex-hand-cpm/>. [Último acceso: 4 mayo 2019].
- [78] RehabMart, «Kinetic Maestra Hand and Wrist CPM Machine,» RehabMart, 2019. [En línea]. Available: <https://www.rehabmart.com/product/kinetic-maestra-hand-and-wrist-cpm-machine-29566.htm>. [Último acceso: 4 mayo 2019].
- [79] I. Santoja Guerrero, «Presupuesto,» de *Diseño e implementación de sistemas de control aplicados a un exoesqueleto para rehabilitación de la mano*, Madrid, Universidad Carlos III de Madrid, 2012, pp. 130-132.
- [80] Real Academia Española, «Diccionario de la lengua española,» Real Academia Española, 2016. [En línea]. Available: <http://www.rae.es/>. [Último acceso: 25 marzo 2016].

- [81] J. F. Campos Antonio, M. A. Coral Gomez, G. Sandoval, N. Angélica, S. López Luna, C. E. Sánchez Phillips y O. Yáñez Gómez, «Exoesqueleto Mecánico,» abril 2014. [En línea]. Available: [http://www.feriadelasciencias.unam.mx/antiores/feria22/feria262\\_01\\_exoesqueleto\\_mecanico.pdf](http://www.feriadelasciencias.unam.mx/antiores/feria22/feria262_01_exoesqueleto_mecanico.pdf). [Último acceso: 25 marzo 2016].
- [82] Anónimo, «Grado de libertad (ingeniería),» Wikipedia, 5 abril 2015. [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/Grado\\_de\\_libertad\\_\(ingenier%C3%ADa\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Grado_de_libertad_(ingenier%C3%ADa)). [Último acceso: 25 marzo 2016].
- [83] J. Sifontes, «Mecanismos articulados,» Fundamentos de Máquinas I, 17 junio 2010. [En línea]. Available: <http://fundmaq1karinaharonjavier.blogspot.com/2010/06/mecanismos-articulados-un-mecanismo.html>. [Último acceso: 25 marzo 2016].
- [84] P. D. Mazariegos de la Cerda, *Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral*. Tesis Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, 2012.
- [85] O. Lambercy, L. Lunenburger, R. Gassert y M. Bolliger, «Robots for measurement/clinical assesment,» de *Neurorehabilitation Technology*, Zurich, Springer-Verlag, 2012, pp. 443-456.
- [86] Sunping, Z. Qi y J. Gang, «Polymer Lithium-ion Battery: Product Specification Model : 785060 2500mAh,» Hunan Sounddon New Energy Co., Ltd, Xiangtan.
- [87] A. G. Thrift, D. A. Cadilhac, T. Thayabaranathan, G. Howard, V. J. Howard, P. M. Rothwell y G. A. Donnan, «Global stroke statistics,» *International Journal of Stroke*, vol. 9, n° 1, pp. 6-18, 2014.
- [88] F. Wang, M. Shastri, C. L. Jones, V. Gupta, C. Osswald, X. Kang, D. G. Kamper y N. Sarkar, «Design and Control of an Actuated Thumb Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke,» de *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shangai, 2011.
- [89] J. Wang, J. Li, Y. Zhang y S. Wang, «Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation,» de *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS*, Minneapolis, 2009.

- [90] A. Wege, K. Kondak y G. Hommel, «Mechanical Design and Motion Control of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation,» de *Proceedings of the International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, Ontario, 2005.

## XIII. ANEXOS

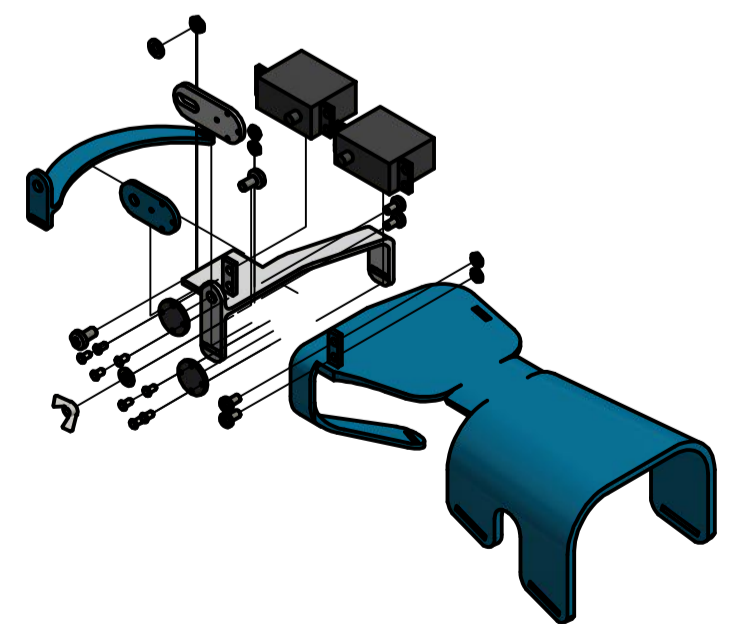
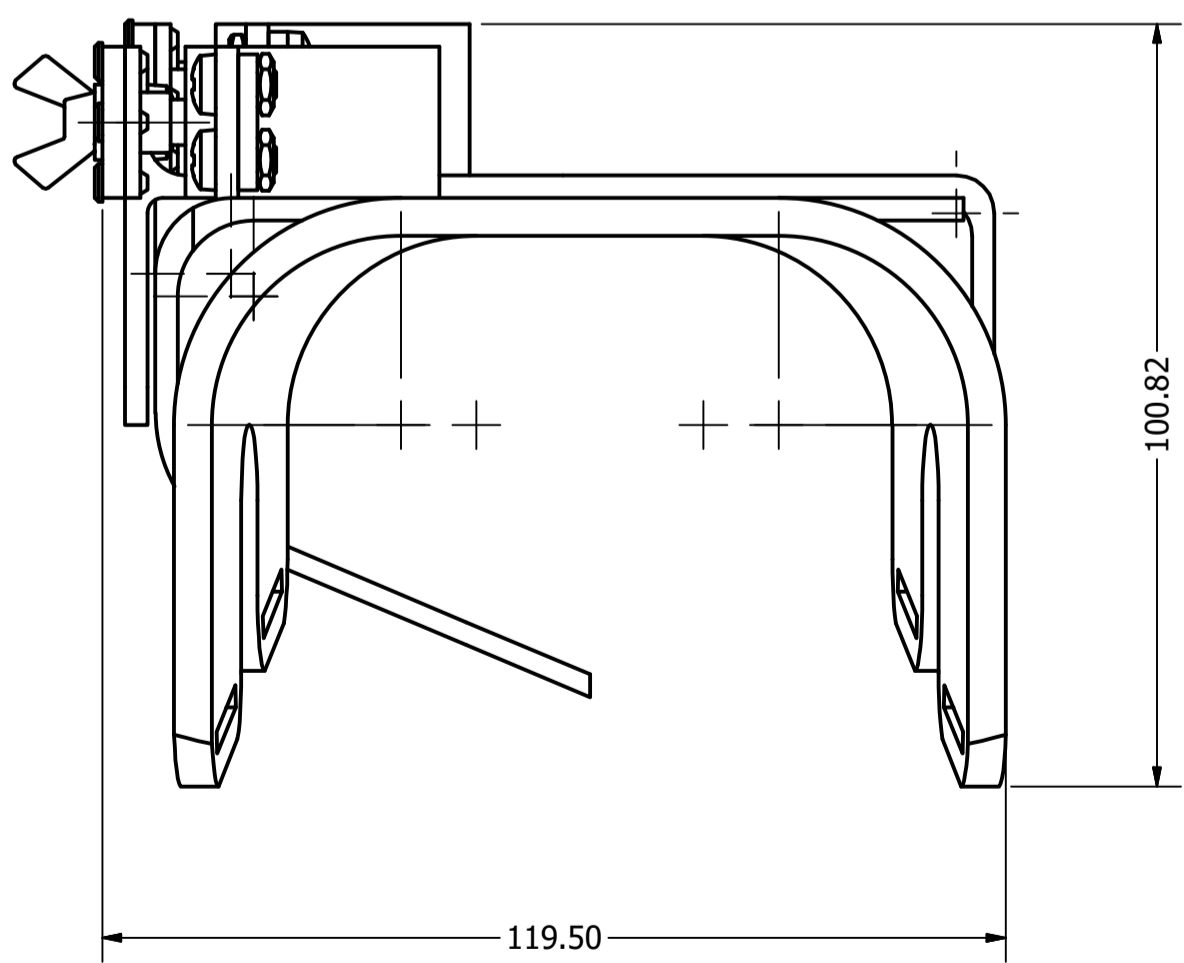
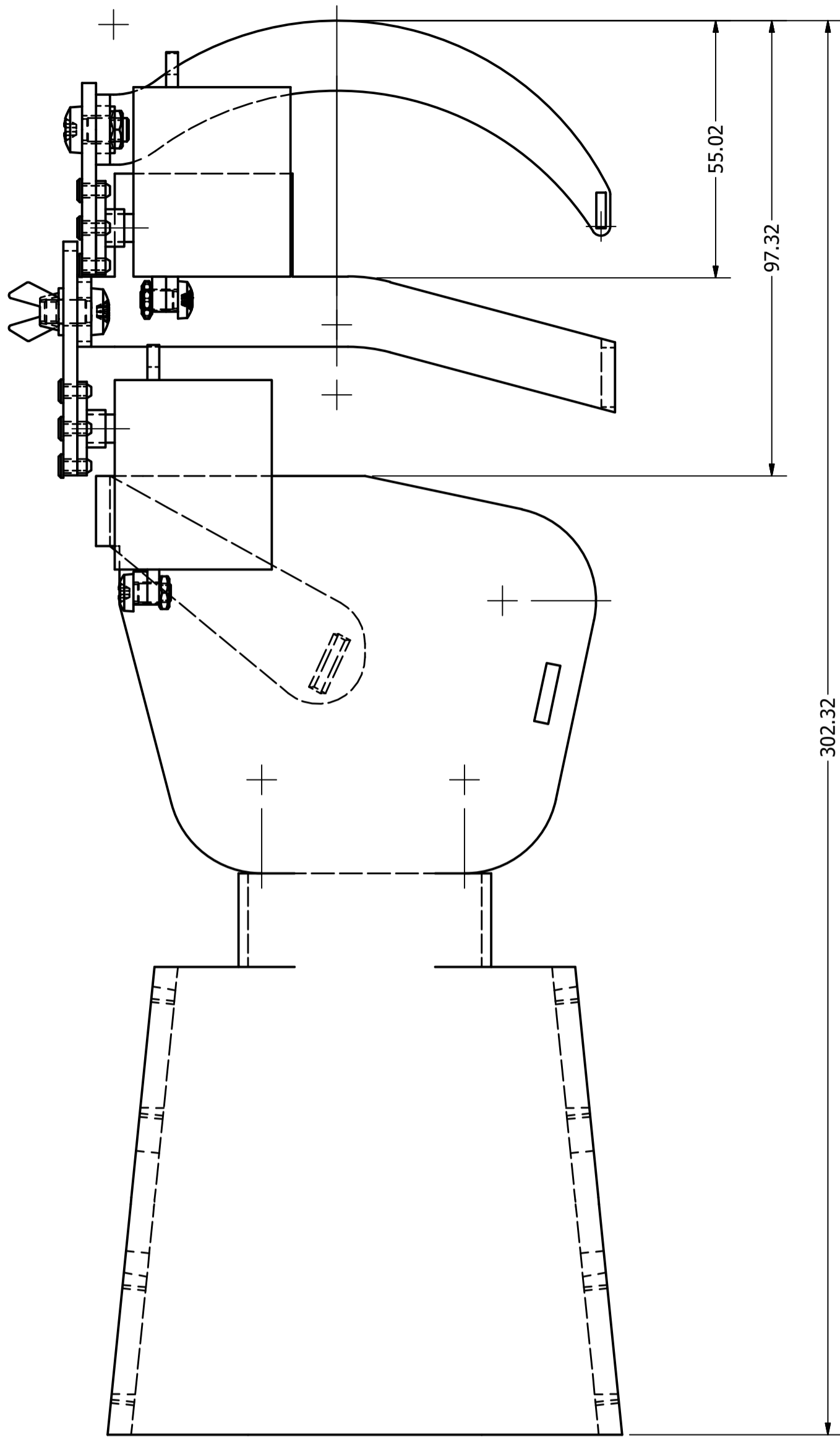


Vista isométrica.  
Escala 1:1

LISTADO DE PARTES

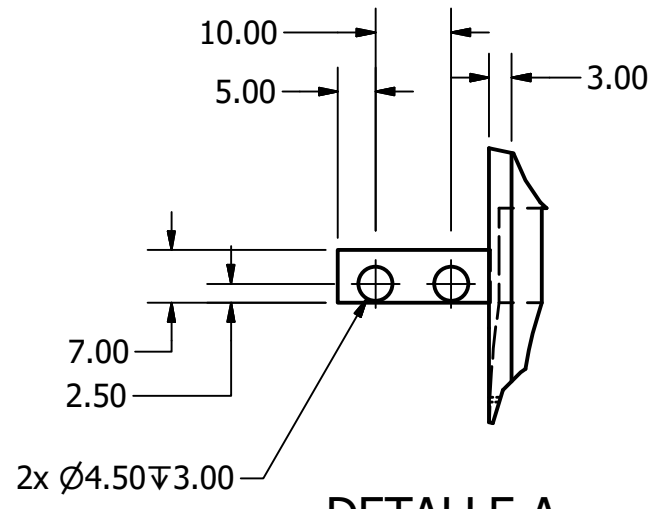
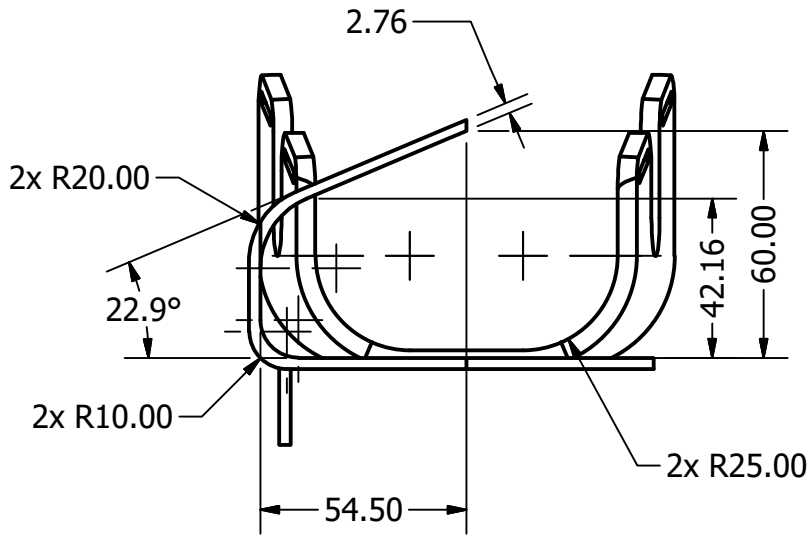
ITEM	CANTIDAD	NOMBRE DE PARTE	No. DE PARTE	MATERIAL
1	1	Antebrazo	Exo1	ABS Plastic
2	1	FalangeProximal	Exo2	ABS Plastic
3	1	FalangeMediaDistal	Exo3	ABS Plastic
4	1	BrazoServo1	Exo4	ABS Plastic
5	1	BrazoServo2	Exo5	ABS Plastic
6	2	Servo Motor	Exo6	ABS Plastic
7	2	AcopleServo	Exo7	ABS Plastic
8	4	Tornillo	DIN 7985 (H) - M4x8-H	Steel, Mild
9	4	Tuerca	ISO 4035 - M4	Stainless Steel, 440C
10	2	Roldana	DIN 125 - A 5.3	Steel, Mild
11	8	Clavo	ISO 2341 - A - 3 x 6	Steel
12	2	Tornillo	DIN 7985 (H) - M5x10-H	Steel, Mild
13	1	Tuerca	ISO 4035 - M5	Stainless Steel, 440C
14	1	Tuerca de Mariposa	Nut GB/T 62.2-2004 M5	Steel, Mild

Material: Plástico ABC	REV.: 2	Formato: A1		No. de parte: Exo0
Material alternativo: Plástico	Tolerancias Lineal	Nombre de pieza: Exoesqueleto de mano		Escala: 1:1
Ensamblaje: Exoesqueleto	.x ± .1 .xx ± .05 .xxx ± .005	Dibujado por: S. Molina	Unidades: mm	Pág. No.: 1
Cantidad de piezas: 25	Ángulos ± .5 Radios ± .5	Diseñado por: S. Molina	Total págs.: 7	Fecha: 14/03/2016
Este dibujo es propiedad de la UVG sólo se permite su uso bajo permiso y con fines académicos.		Revisado por: R. Saravia		Fecha: 15/03/2016
		Aprobado por: R. Saravia		Fecha: 15/03/2016

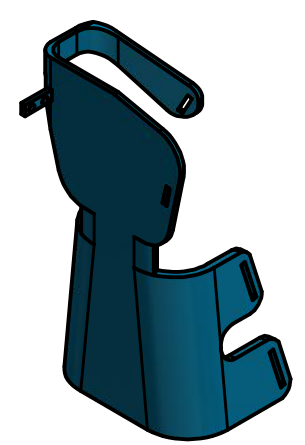
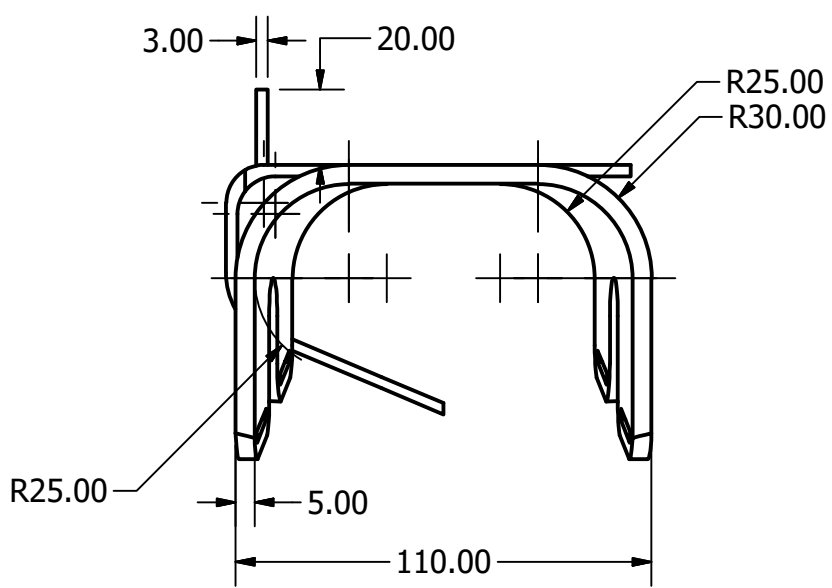
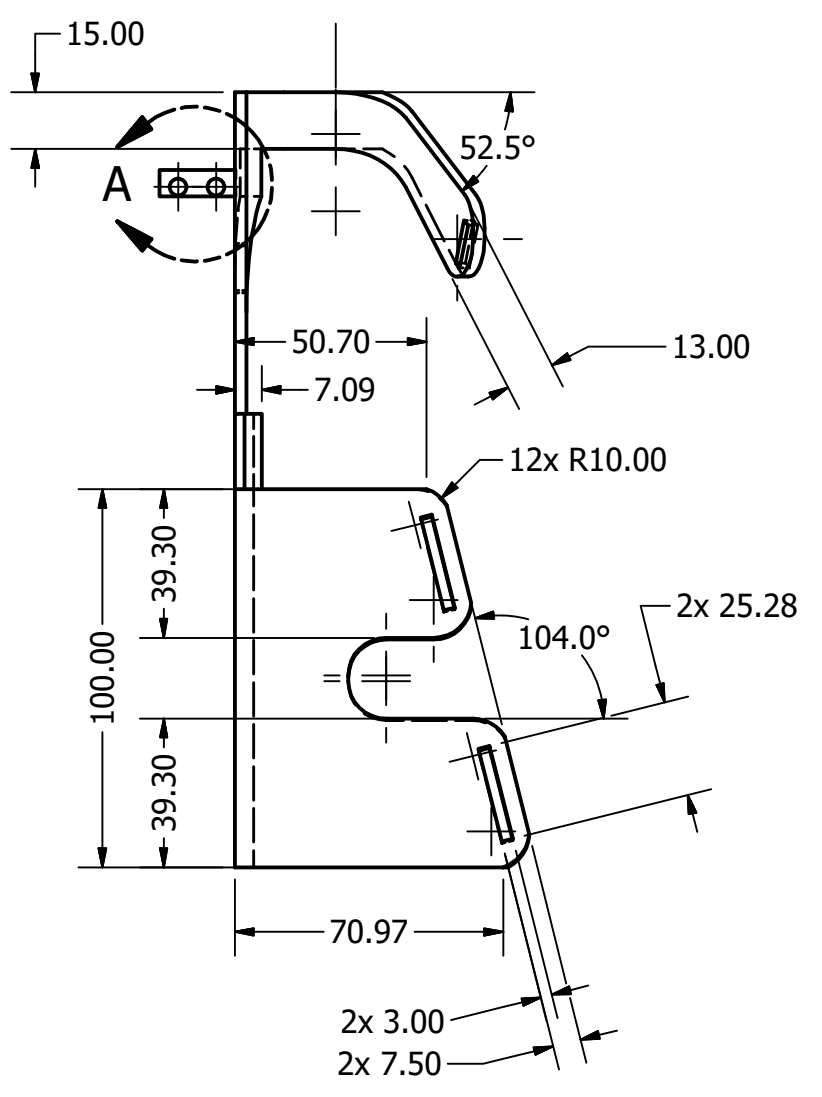
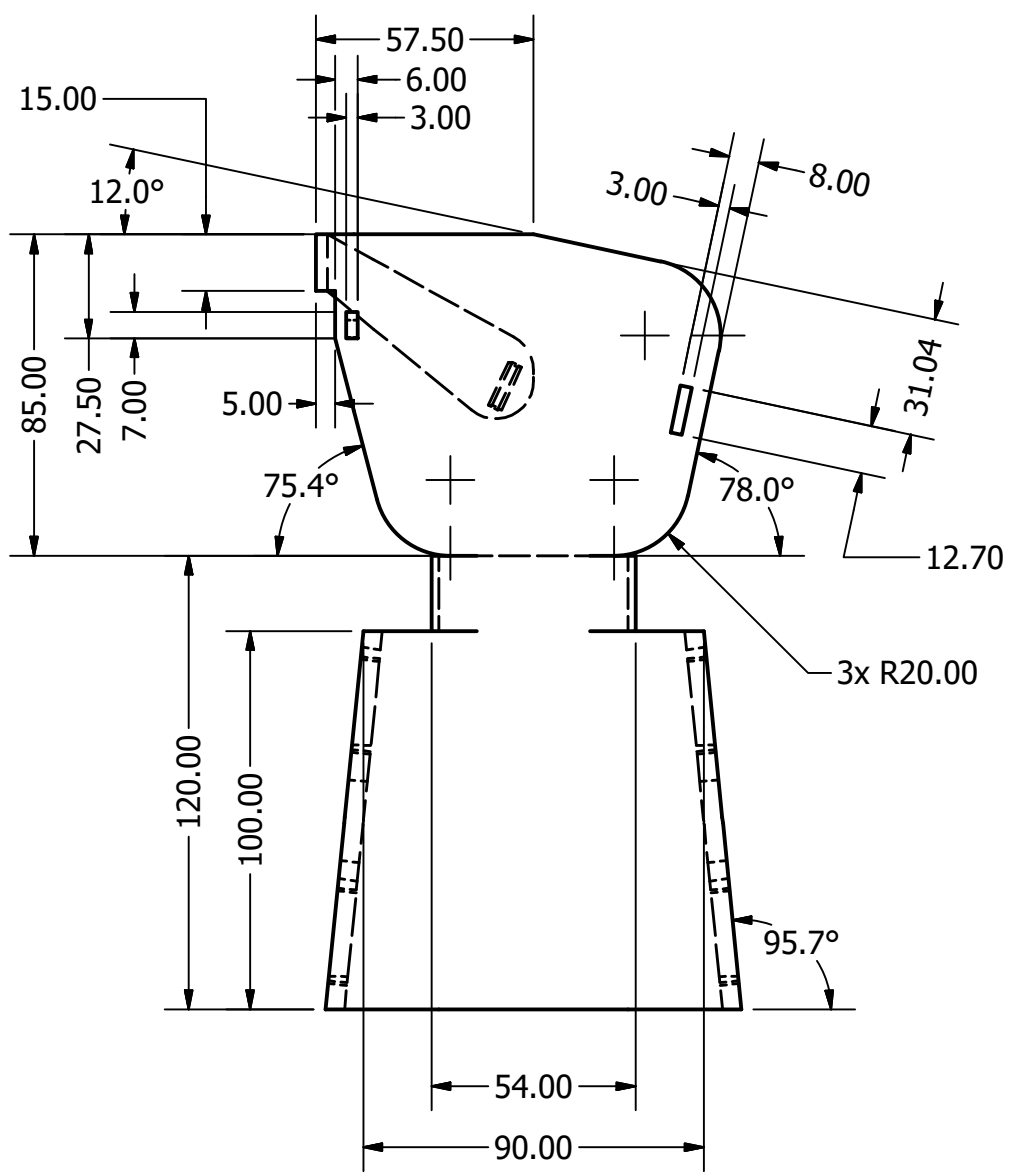


Vista isométrica.  
Escala 1:4

	Unidades: mm	Nombre de la parte:
	Escala: 1:2	Exoesqueleto de mano
	Formato:	Parte No.: Exo0
	A2	Pág. No.: 2
		Total págs.: 7

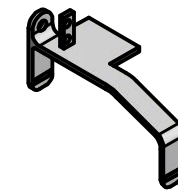
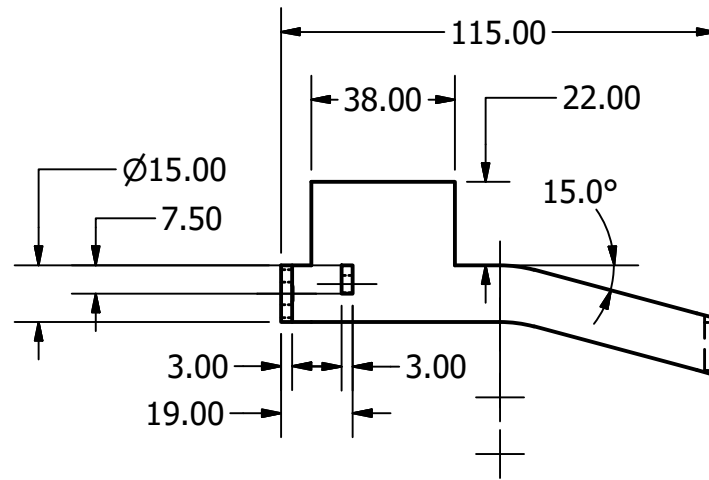


DETALLE A  
ESCALA 1 : 1

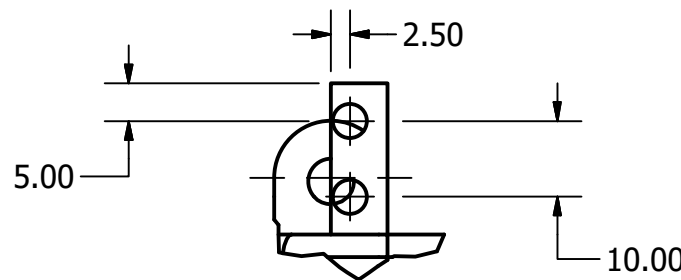
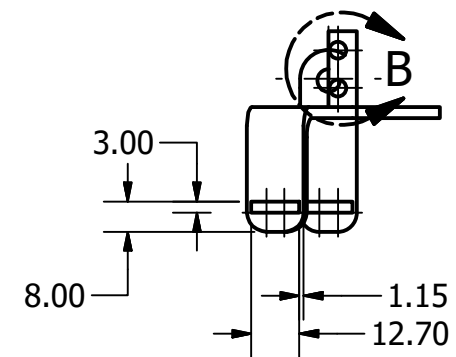
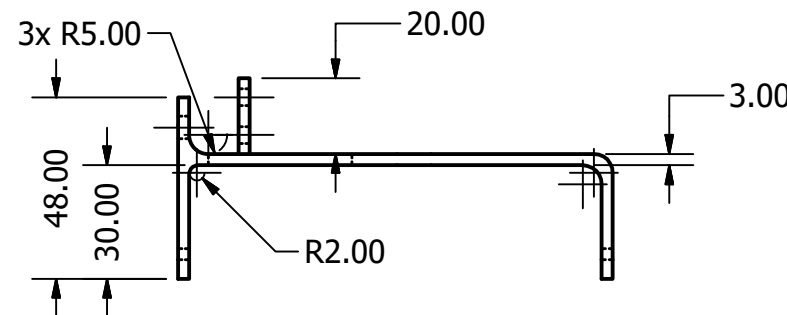
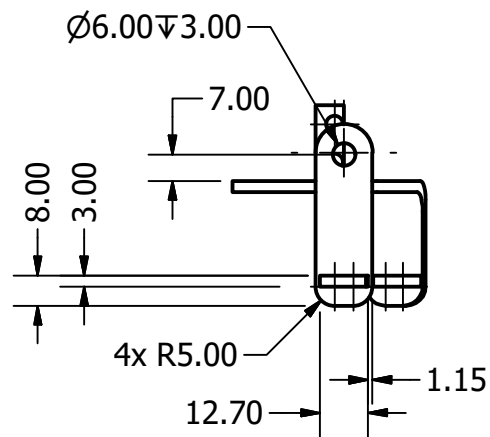


Vista isométrica.  
Escala 1:4

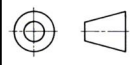

	Unidades: mm	Nombre de la parte:
	Escala: 1:2	Antebrazo-mano
	Formato:	Parte No.: Ex01
	A3	Pág. No.: 3
		Total págs.: 7



Vista isométrica.  
Escala 1:4



DETALLE B  
ESCALA 1 : 1

	Unidades: mm	Nombre de la parte:
	Escala: 1:2	Falange Proximal
	Formato:	Parte No.: Exo2
	A4	Pág. No.: 4
		Total págs.: 7



2x R15.00

2x R65.00

Nota 1. Espesor 3 mm.  
Nota 2. R1.50 para radios no dimensionados

R2.00

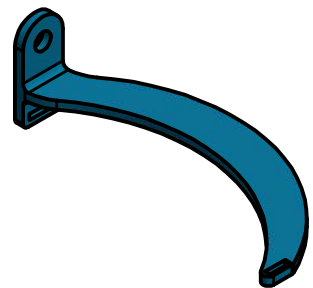
R7.50

Ø6.00±3.00

15.00

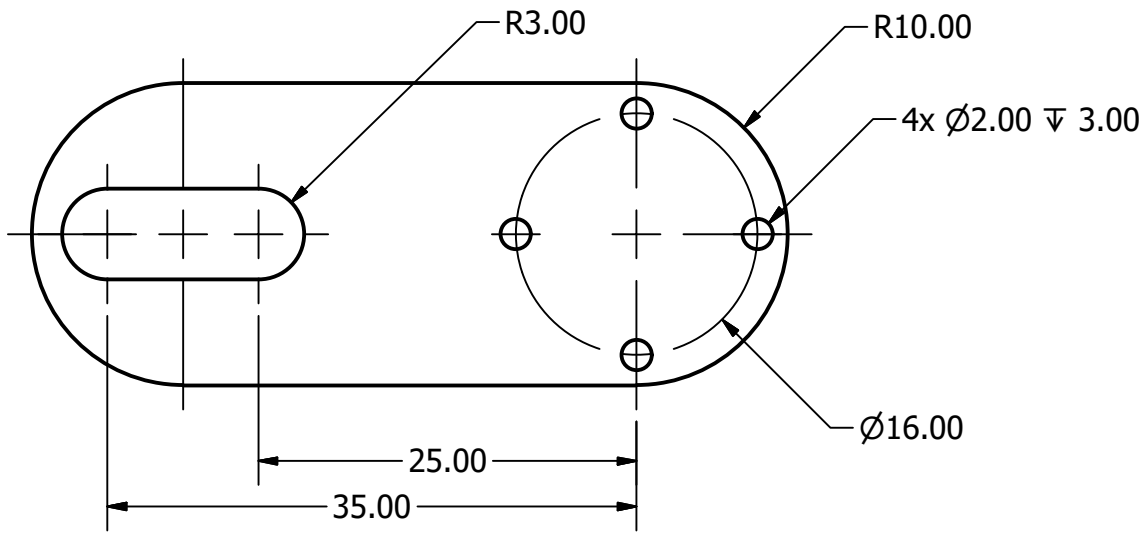
33.00

110.00

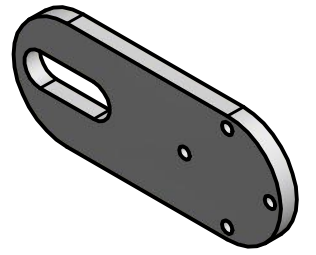


Vista isométrica.  
Escala 1:2




	Unidades: mm	Nombre de la parte:
	Escala: 1:1	Falange Media-Distal
	Formato:	Parte No.: Exo3
	A4	Pág. No.: 5
		Total págs.: 7

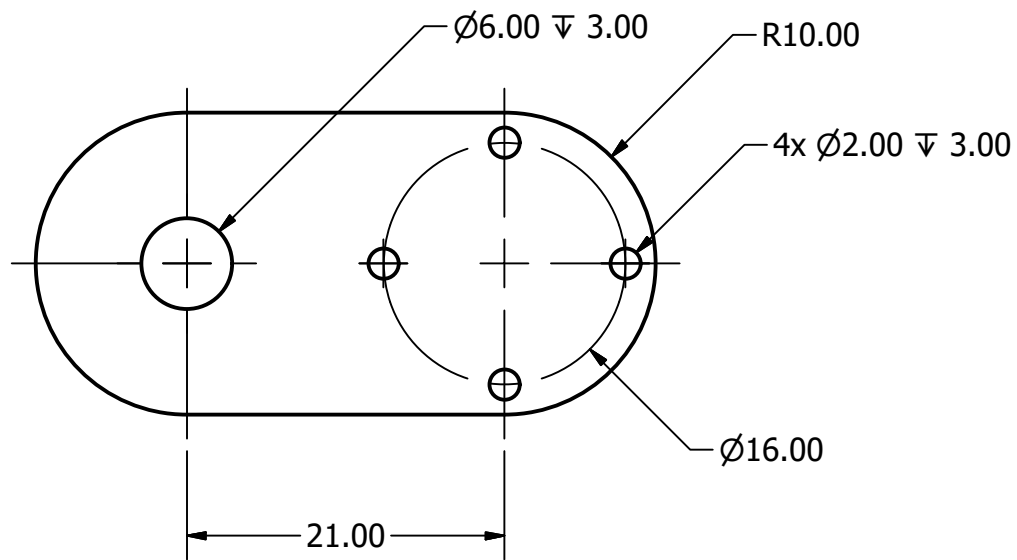


Nota 1. Espesor 3 mm.

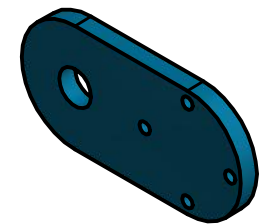


Vista isométrica.  
Escala 1:1




 	Unidades: mm	Nombre de la parte:	
	Escala: 2:1	Brazo Servo 1	
	Formato:	Parte No.:	Exo4
	A4	Pág. No.:	6
		Total págs.:	7



Nota 1. Espesor 3 mm.



Vista isométrica.  
Escala 1:1

 	Unidades: mm	Nombre de la parte:	
	Escala: 2:1	Brazo Sevo 2	
	Formato:	Parte No.:	Exo5
	A4	Pág. No.:	7
		Total págs.:	7

## XIV. GLOSARIO

**Abducción:** Movimiento por el cual un miembro o un órgano se aleja del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas. [80]

**Accidente cerebrovascular:** Disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo del cerebro, producida por una alteración normal o patológica de la arteria o arterias aferentes a ella. También conocida como isquemia. [80]

**Aducción:** Movimiento por el cual se acerca un miembro u otro órgano al plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas. [80]

**Articulación interfalángica distal (IFD):** Unión entre la falange distal y media de los dedos, que permite el movimiento relativo entre ellas. [80]

**Articulación interfalángica proximal (IFP):** Unión entre la falange proximal y media de los dedos, que permite el movimiento relativo entre ellas. [80]

**Articulación metacarpofalángica (MF):** Unión entre metacarpo y la falange proximal de los dedos, que permite el movimiento relativo entre ellas [80]

**Bisagra viva (living hinge):** Bisagra típicamente delgada o cortada para permitir el doblar de las piezas rígidas.

**Espasticidad:** Hipertonía muscular de origen cerebral que se manifiesta por espasmos. [80]

**Exoesqueleto:** Dispositivo que consiste de un armazón externo que se porta en el cuerpo o en cualquiera de sus partes, que puede llevar puesto una persona con un sistema de potencia de motores que proporciona al menos parte de la energía para el movimiento de los miembros, ayuda a su portador a moverse y a realizar cierto tipo de actividades, como el cargar peso. [81]

**Falange distal:** Hueso de los dedos, que se distingue con el adjetivo ordinal tercera, comenzando a contar desde el metacarpo o el metatarso. [80]

**Falange media:** Hueso de los dedos, que se distingue con el adjetivo ordinal segunda, comenzando a contar desde el metacarpo o el metatarso. [80]

**Falange proximal:** Hueso de los dedos, que se distingue con el adjetivo ordinal primera, comenzando a contar desde el metacarpo o el metatarso. [80]

**Fisioterapia:** Tratamiento de lesiones, especialmente traumáticas, por medios físicos, como el calor, el frío, el ultrasonido, por ejercicios, masajes o medios mecánicos. [80]

**Goniómetro:** Instrumento que sirve para medir ángulos. [80]

**Grados de libertad (GDL):** Número mínimo de parámetros que se necesita especificar para determinar completamente la velocidad de un mecanismo o el número de reacciones de una estructura. [82]

**Mecanismo de cuatro barras:** es un mecanismo formado por tres barras móviles y una cuarta barra fija (por ejemplo, el suelo), unidas mediante nudos articulados (unión de revoluta o pivotes). [83]

**Memoria de forma:** Es la capacidad de recordar la forma o tamaño original y recuperarla de forma reversible frente a un estímulo externo. [84]

**Microcontrolador:** Circuito constituido por millares de transistores integrados en un chip, que realiza alguna determinada función de las computadoras electrónicas digitales. [80]

**Modulación de ancho de pulso (PWM):** Técnica en la que se varía el ancho de pulso de un tren de pulsos con una frecuencia y amplitud específicas.

**Motor servo:** Sistema electromecánico que amplifica la potencia reguladora. [80]

**Movimiento pasivo continuo (CPM):** Método de rehabilitación que consiste en el uso de un dispositivo que realiza la flexión y extensión de una parte del cuerpo, sin que el paciente realice un movimiento voluntario.

**Rango de movimiento (ROM):** Amplitud de la variación del ángulo de movimiento entre un límite menor y uno mayor claramente especificados. [80]

**Rehabilitación:** Acción y efecto de habilitar de nuevo o restituir a alguien o algo a su antiguo estado. [80]

**Tornillo sin fin:** Engranaje cruzado, constituido por un tornillo que actúa de piñón y una rueda o corona en la que encaja. [80]

**Torque:** Magnitud resultante del producto del valor de una fuerza por su distancia a un punto de referencia. [80]