



UNIVERSIDAD INTERNACIONAL DEL ECUADOR

**FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y TECNOLOGÍAS
APLICADAS**

ESCUELA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ROBÓTICO DE
MANO Y ANTEBRAZO DIESTRO PARA PRÓTESIS**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
MECATRÓNICA**

OSCAR ALFREDO VARGAS RIOS

DIRECTOR: ING. OMAR FLOR UNDA, M.Sc.

**D. M. Quito,
2017**

DECLARACIÓN

Yo, OSCAR ALFREDO VARGAS RIOS declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría, que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y que se ha investigado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Internacional del Ecuador, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por Normativa institucional vigente.



Oscar Alfredo Vargas Rios.

C.C. 1720023520

CERTIFICACIÓN

El docente de la Escuela de Ciencias Exactas y Tecnologías Aplicadas Ingeniero Omar Flor Unda, M.Sc.

CERTIFICA QUE:

El proyecto de investigación “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ROBÓTICO DE MANO Y ANTEBRAZO DIESTRO PARA PRÓTESIS” fue desarrollado por: OSCAR ALFREDO VARGAS RIOS, ha sido debidamente revisado y está en condiciones de ser entregado para que siga lo dispuesto por la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnologías Aplicadas, correspondientes a la sustentación y defensa del mismo.

Ing. Omar Flor Unda

C.C. 1713531331

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

Al señor Luis Gallardo que supo colaborar de manera extraordinaria durante el desarrollo y pruebas del dispositivo, el cual además fue una motivación para el buen término del prototipo.

A los ingenieros Omar Flor y José Beltrán por su valiosa guía para el buen término del proyecto.

DEDICATORIA

A mis padres Neli Rios y Oscar Vargas que estuvieron siempre pendientes de que concluyera esta etapa de universidad tanto económica como personalmente.

A mi hermano Jhordy Vargas que además me supo ayudar con el ensamblaje del prototipo.

A mis tías Yolanda, Susana y Ligia Vargas las cuales han sido un apoyo incondicional durante toda mi vida.

ÍNDICE DE CONTENIDO

CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES	1
1.1 TEMA	1
1.2 OBJETIVOS	1
1.2.1 GENERAL	1
1.2.2 ESPECÍFICOS.....	1
1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
1.4 MARCO TEÓRICO.....	3
1.4.1 PRÓTESIS	3
1.4.2 CLASIFICACIÓN DE LAS PRÓTESIS	4
1.4.2.1 Prótesis estéticas	4
1.4.2.2 Prótesis funcionales	5
1.4.2.2.1 <i>Prótesis eléctricas</i>	5
1.4.2.2.2 <i>Prótesis mecánicas</i>	5
1.4.2.2.3 <i>Prótesis neumáticas</i>	6
1.4.2.2.4 <i>Prótesis mioeléctricas</i>	6
1.4.2.2.5 <i>Esquema y funcionamiento de una prótesis mioeléctrica transradial</i> ..	8
1.4.2.2.6 <i>Prótesis biónicas</i>	9
1.4.2.2.7 <i>Prótesis híbridas</i>	9
1.4.3 PRÓTESIS DE MANOS COMERCIALES.	10
1.4.3.1 I-LIMB.....	10
1.4.3.2 Michelangelo.	11
1.4.3.3 BeBionic.	11
1.4.3.4 Comparación de prótesis comerciales.....	12
1.4.4 PRÓTESIS DE MANOS REALIZADAS EN ECUADOR.	13
1.4.4.1 Prototipo de prótesis robótica para la mano.	13
1.4.4.2 Hand of Hope.	13

1.4.5 MECANISMOS DE TRANSMISIÓN DE MOVIMIENTO EN MANOS ROBÓTICAS.....	14
1.4.5.1 Mecanismos flexibles.	14
1.4.5.2 Mecanismos rígidos.....	15
1.4.5.3 Mecanismo con motor en las juntas de cada dedo	16
 CAPÍTULO II: ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS.....	17
2.1 MODELO DE GESTIÓN	17
2.2 DESARROLLO DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD.....	17
2.2.1 VOZ DEL USUARIO	17
2.2.2 VOZ DEL INGENIERO	18
2.3 ANÁLISIS Y CONCLUSIONES DE LA CASA DE LA CALIDAD	18
2.4 FORMULACIÓN DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS.....	20
2.5 DISEÑO CONCEPTUAL.....	21
2.5.1 ANÁLISIS FUNCIONAL	21
2.5.1.1 Nivel 0: función global.....	21
2.5.1.2 Nivel 1: estructura funcional.....	22
2.5.2 DEFINICIÓN DE MÓDULOS FUNCIONALES.....	23
2.5.2.1 Módulo mecánico.....	24
2.5.2.2 Módulo de sensado.....	24
2.5.2.3 Módulo de control	24
2.5.3 SOLUCIONES PARA CADA MÓDULO	24
2.5.3.1 Soluciones para el módulo mecánico	24
2.5.3.1.1 <i>Fabricar la estructura</i>	25
2.5.3.1.1.1 <i>Estructura mano antebrazo y movimiento en los dedos</i>	25
2.5.3.1.1.2 <i>Estructura mano antebrazo y movimiento mano dedos</i>	25
2.5.3.1.2 <i>Generar movimiento</i>	26

2.5.3.1.3	<i>Transmitir el movimiento</i>	26
2.5.3.1.3.1	<i>Mecanismo con eslabones sólidos</i>	27
2.5.3.1.3.2	<i>Mecanismos con engranes</i>	27
2.5.3.1.3.3	<i>Mecanismo flexible</i>	27
2.5.3.2	Soluciones para el módulo de sensado	28
2.5.3.3	Soluciones para el módulo de control	29
2.5.4	MATRIZ MORFOLÓGICA	30
2.5.5	MATRIZ DE RESIDUOS PONDERADOS.	31
2.5.5.1	Evaluación del peso específico del criterio: dimensiones.	33
2.5.5.2	Evaluación del peso específico del criterio: masa	33
2.5.5.3	Evaluación del peso específico del criterio: fiabilidad.	34
2.5.5.4	Evaluación del peso específico del criterio: fuerza.	34
2.5.5.5	Evaluación del peso específico del criterio: velocidad.	35
2.5.5.6	Evaluación del peso específico del criterio: costo	35
2.5.5.7	Conclusiones de las evaluaciones de los pesos específicos de los criterios de evaluación	35
2.6	ESQUEMA DE SOLUCIÓN	36
CAPÍTULO III: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA Y DISEÑO		37
3.1	ANÁLISIS DE FUNCIONALIDAD DE LA MANO HUMANA	37
3.2	DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO	43
3.2.1	DISEÑO DE LOS MECANISMO DE TRANSMISIÓN DE MOVIMIENTOS	43
3.2.2	FUNDAMENTACIÓN MATEMÁTICA DE LOS MECANISMOS	44
3.2.3	ANÁLISIS DE ESFUERZOS	49
3.2.4	MODELO CINEMÁTICO DEL PROTOTIPO	54
3.2.4.1	Problema cinemático	54
3.2.4.2	Representación de Denavit – Hartenberg	55

3.2.5	SIMULACIONES DEL PROTOTIPO.....	60
3.3	DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO.....	64
3.3.1	SENSOR MIOELÉCTRICO MYOWARE.....	64
3.3.2	MICROCONTROLADOR ATMEGA328PU.	66
3.3.3	BATERÍA DE ION-LITIO.	67
3.3.4	CONVERSOR BUCK DC – DC LM2596S.	68
3.3.5	SERVOMOTORES ACTUONIX PQ12-R.....	70
3.3.6	DISEÑO DE LA PLACA DE CONTROL.....	71
3.4	CONTROL Y PROGRAMACIÓN.	74
3.4.1	DIAGRAMA DE FLUJO DE CONTROL DEL PROTOTIPO	74
3.4.2	PROGRAMACIÓN DEL PROTOTIPO	80
CAPÍTULO IV: CONSTRUCCIÓN, PRUEBAS Y COSTOS.		85
4.1	CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.....	85
4.2	REALIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE PRUEBAS	96
4.2.1	RESULTADOS OBTENIDOS	100
4.3	COSTOS DEL PROYECTO	104
CONCLUSIONES.....		109
RECOMENDACIONES		112
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		113

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Estadísticas de amputaciones en el Ecuador, año 2013.....	3
Figura 1.2. Prótesis estéticas	4
Figura 1.3. Prótesis de brazo funcional	5
Figura 1.4. Elementos constitutivos de una prótesis mecánica.....	6
Figura 1.5. Prótesis de brazo neumático.....	6
Figura 1.6. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica.	7
Figura 1.7. Esquema de prótesis de mano y antebrazo.	8
Figura 1.8. Prótesis de brazo biónico.	9
Figura 1.9. Prótesis de brazo híbrida.	10
Figura 1.10. Prótesis i-limb.....	10
Figura 1.16. Prótesis Michelangelo.	11
Figura 1.17. Prótesis BeBionic.	12
Figura 1.18. Prototipo de prótesis robótica para la mano.....	13
Figura 1.19. Prototipo "Hand of Hope".	14
Figura 1.20. Prótesis de mano con mecanismo flexible.	14
Figura 1.21. Colapso del cable del dedo durante el cierre.	15
Figura 1.22. Mecanismo con eslabones sólidos.....	15
Figura 1.23. Mecanismo con engranes.	16
Figura 1.24. Mano HIT.	16
Figura 2. 1. Matriz de la casa de la calidad	19
Figura 2. 2. Función global del prototipo	22
Figura 2. 3. Estructura funcional del prototipo	23
Figura 2. 4. Matriz morfológica	30
Figura 2. 5. Prototipo de prótesis.	36
Figura 3. 1. Estructura ósea de la mano	37
Figura 3. 2. Falanges y articulaciones del dedo	38

Figura 3. 3. Movimientos del pulgar	39
Figura 3. 4. Movimientos del pulgar	39
Figura 3. 5. Movimiento de reposición del pulgar	39
Figura 3. 6. Agarres de la mano humana	41
Figura 3. 7. Dimensiones de los dedos de la mano humana según Norma DIN 33 402 2° parte.....	42
Figura 3. 8. Ancho del pulgar y grosor de mano según Norma DIN 33 402 2° parte.	42
Figura 3. 9. Dimensiones de la mano según Norma DIN 33 402 2° parte.....	43
Figura 3. 10. Identificación de los mecanismos del dedo	44
Figura 3. 11. Eslabonamiento del mecanismo.....	44
Figura 3. 12. Posición natural de la mano.	44
Figura 3. 13. Mecanismo de cuatro barras.	45
Figura 3. 14. Dimensiones de los eslabones del mecanismo del dedo.	48
Figura 3. 15. Dimensiones de los eslabones completos del mecanismo del dedo....	49
Figura 3. 16. Descomposición del mecanismo en sus eslabones y falanges.	49
Figura 3. 17. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de movimiento del dedo.	50
Figura 3. 18. Diagrama de cuerpo libre simplificado del mecanismo.	51
Figura 3. 19. Esfuerzo a tensión en barra del mecanismo.	53
Figura 3. 20. El problema cinemático.	55
Figura 3. 21. Asignación de parámetros cinemáticos según Denavit – Hartenberg ..	56
Figura 3. 22. Representación gráfica de parámetros cinemáticos del prototipo.	57
Figura 3. 23. Definición de parámetros de Denavit - Hartenberg en MATLAB.	59
Figura 3. 24. Representación gráfica del dedo del prototipo.	60
Figura 3. 25. Prototipo de prótesis simulado en AUTODESK INVENTOR 2017.	61
Figura 3. 26. Simulación con carga del dedo medio del prototipo.	62
Figura 3. 27. Simulación de esfuerzos en falange proximal.	62
Figura 3. 28. Simulación con carga de falange media - distal	63
Figura 3. 29. Simulación con carga del eslabón proximal	63
Figura 3. 30. Simulación con carga del eslabón medial	64
Figura 3. 31. Sensor mioeléctrico MyoWare.....	65
Figura 3. 32. Esquema de conexión del sensor MyoWare	66
Figura 3. 33. Microcontrolador Atmega 328/PU	66
Figura 3. 34. Disposición de pines del Atmega328PU.	67
Figura 3. 35. Batería de ION-LITIO TalentCell 12V/3Ah	68

Figura 3. 36. Módulo conversor buck DC – DC LM2596-S	69
Figura 3. 37. Servomotor ACTUONIX PQ12-R.	70
Figura 3. 38. Diseño esquemático de la placa de control del prototipo.	72
Figura 3. 39. Ruteado de pistas para la placa de control del prototipo.....	72
Figura 3. 40. Vista 3D la placa de control del prototipo.	73
Figura 3. 41. Ensamblaje completo del prototipo de prótesis.	73
Figura 3. 42. Diagrama de flujo principal 1	75
Figura 3. 43. Diagrama de flujo principal 2.....	76
Figura 3. 44. Subrutina “medir SM1”.	77
Figura 3. 45. Subrutina “medir SM2”.	78
Figura 3. 46. Subrutina “abrir”.	78
Figura 3. 47. Subrutina “cerrar”.	79
Figura 3. 48. Subrutina “señalar”.....	80
Figura 3. 49. Rutina de inicialización del microcontrolador en BASCOM AVR.....	81
Figura 3. 50. Configuración de puertos y declaración de variables en BASCOM AVR	81
Figura 3. 51. Habilitación de interrupciones en BASCOM AVR.....	82
Figura 3. 52. Rutina de aprendizaje de valores máximos, medios y mínimos de los dos sensores MyoWare.....	82
Figura 3. 53. Rutina del lazo de control principal.....	83
Figura 3. 54. Subrutinas de posiciones.	83
Figura 3. 55. Subrutinas de medición de los sensores MyoWare.....	84
Figura 4. 1. Esquema del prototipo de prótesis de mano y antebrazo diestro.....	85
Figura 4. 2. Impresión 3D en plástico PLA del cuerpo de la mano.....	86
Figura 4. 3. Corte por chorro de agua de la barra proximal.....	86
Figura 4. 4. Rectificado de ejes.	86
Figura 4. 5. Ensamblaje de los dedos del prototipo.....	87
Figura 4. 6. Colocación de servomotores en el cuerpo de la mano.....	87
Figura 4. 7. Conexión de servomotores y sensores en la placa de control.	88
Figura 4. 8. Colocación de espuma adherente en los dedos del prototipo.....	88
Figura 4. 9. Mano del prototipo ensamblada.	88
Figura 4. 10. Conectores de la batería.	89
Figura 4. 11. Cables que salen del prototipo.....	89

Figura 4. 12. Conexión del cable al sensor MyoWare.	90
Figura 4. 13. Conexión de los electrodos a los sensores MyoWare.	90
Figura 4. 14. Ubicación de los sensores MyoWare en el usuario.	91
Figura 4. 15. Interacción del usuario con la mano del prototipo.	91
Figura 4. 16. Elaboración del molde para el cuerpo de la mano.	92
Figura 4. 17. Molde del cuerpo de la mano.	92
Figura 4. 18. Colocación de yeso para la realización del molde del antebrazo.	92
Figura 4. 19. Molde del antebrazo del usuario.	93
Figura 4. 20. Molde de yeso del antebrazo del paciente.	93
Figura 4. 21. Molde de yeso del acople de la mano del prototipo.	93
Figura 4. 22. Molde de yeso del encaje del prototipo.	94
Figura 4. 23. Colocación de tela en el encaje.	94
Figura 4. 24. Moldeado del plástico PVC en el molde de yeso.	94
Figura 4. 25. Retirado de yeso del encaje del prototipo.	95
Figura 4. 26. Encaje de PVC del prototipo terminado.	95
Figura 4. 27. Acople del encaje con la mano del prototipo.	95
Figura 4. 28. Prototipo de prótesis terminado.	96
Figura 4. 29. Cronómetro digital para medir el tiempo de apertura y cierre de la mano	97
Figura 4. 30. Leds indicadores del porcentaje disponible de la batería TalentCell.	97
Figura 4. 31. Medición del diámetro de un objeto.	97
Figura 4. 32. Prueba de sujeción del máximo diámetro de agarre del prototipo.	98
Figura 4. 33. Pesaje de un objeto con la balanza digital.	98
Figura 4. 34. Prueba de agarre a máxima carga del prototipo.	98
Figura 4. 35. Medición del ruido que emite el prototipo mediante la aplicación “Sound Meter”	99
Figura 4. 36. Encaje del prototipo al antebrazo del usuario.	99

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. 1 Comparación de características de prótesis comerciales.....	12
Tabla 2. 1. Especificaciones técnicas del prototipo	20
Tabla 2. 2. Características de los actuadores	26
Tabla 2. 3. Características de los sensores de adquisición de señales.	29
Tabla 2. 4. Características de posibles controladores para el módulo de control.....	30
Tabla 2. 5. Alternativas de diseño	31
Tabla 2. 6. Evaluación del peso específico de cada criterio.....	33
Tabla 2. 7. Evaluación del peso específico del criterio dimensiones.....	33
Tabla 2. 8. Evaluación del peso específico del criterio masa.	34
Tabla 2. 9. Evaluación del peso específico del criterio fiabilidad.....	34
Tabla 2. 10. Evaluación del peso específico del criterio fuerza.....	34
Tabla 2. 11. Evaluación del peso específico del criterio velocidad.....	35
Tabla 2. 12. Evaluación del peso específico del criterio costo.	35
Tabla 2. 13. Tabla de conclusiones.....	36
Tabla 3. 1. Articulaciones y límites de la mano humana.	40
Tabla 3. 2. Dimensiones de los dedos de la mano humana según Norma DIN 33 402 2° parte.....	42
Tabla 3. 3. Ancho del pulgar y grosor de mano según Norma DIN 33 402 2° parte..	42
Tabla 3. 4. Dimensiones de la mano según Norma DIN 33 402 2° parte	43
Tabla 3. 5. Datos y respuestas de longitud de eslabones.	48
Tabla 3. 6. Propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 304.....	52
Tabla 3. 7. Matriz de Denavit - Hartenberg del prototipo.....	57
Tabla 3. 8. Variables articulares del prototipo.	58
Tabla 3. 9. Características eléctricas del módulo conversor LM2596-S.....	69
Tabla 3.10. Especificaciones técnicas servomotor Actuonix PQ12-R.	70

Tabla 3. 11. Tabla de verdad de los valores de los sensores para seleccionar los movimientos de la mano.	74
Tabla 4. 1. Resultado de pruebas de funcionalidad	100
Tabla 4. 2. Calificación del usuario a parámetros de colocación y retirado del prototipo.	101
Tabla 4. 3. Calificación por parte del usuario al prototipo.....	102
Tabla 4. 4. Índice de Barthel.....	104
Tabla 4. 5. Costo de ingeniería	105
Tabla 4. 6. Costo realización placa de control.....	105
Tabla 4. 7. Costo sensores y actuadores.	106
Tabla 4. 8. Costo implementación del prototipo.	106
Tabla 4. 9. Costo impresiones 3D.	107
Tabla 4. 10. Costo de misceláneos.	107
Tabla 4. 11. Costo total.	108

ABREVIATURAS

3D	Tres dimensiones	
ADC	Conversor Analógico a Digital (Analog to Digital Converter)	
AI	Articulación Interfalángica	
cm	Centímetro	
CMC	Articulación Carpometacarpal	
dB	Decibelio	
DIF	Articulación Distal Interfalángica	
EMG	Electromiografía	
g	Gramo	
kg	Kilogramo	
ksi	Kilo libra por centímetro cuadrado (Kilo Pound Per Square Inch)	
LED	Diodo emisor de luz (Ligth Emitting Diode)	
m	Metro	
m/s	Metro sobre segundo	
mAh	Miliamperios por hora	
MCF	Articulación Metacarpofalángica	
mm	Milímetro	
MPa	Megapascal	
N	Newton	
PIF	Articulación Proximal Interfalángica	
PLA	Poliácido láctico	
PVC	Policloruro de Vinilo	
UART	Transmisor - Receptor Asíncrono Universal (Universal Asynchronous Receiver - Transmitter)	
USD	Dólares de los Estados Unidos (United States Dollars)	
V	Voltaje	
σ	Esfuerzo a tensión	MPa
τ	Esfuerzo a cortante	MPa
F	Fuerza	N

RESUMEN

En este trabajo, como paso inicial, se ha realizado un estudio de algunas prótesis existentes tanto de desarrollo como también comerciales para así tener una base de características que estas poseen, también se han investigado otros trabajos de los cuales se ha obtenido dimensiones, velocidades, fuerzas promedios propias de una mano real con lo que se han obtenido las especificaciones técnicas con las que debe cumplir el prototipo.

Posteriormente se ha hecho una selección de alternativas mediante la Casa de la Calidad la cual permite ponderar todos los datos deseados y de esta manera obtener la mejor opción para la implementación del prototipo.

Como siguiente paso, se analiza matemáticamente lo necesario para resolver los mecanismos, análisis de esfuerzos así como también se ha simulado en distintos softwares su estructura y los distintos circuitos electrónicos, para de esta manera asegurar el correcto funcionamiento del dispositivo.

Una vez diseñadas todas las dimensiones de la estructura, se ha implementado físicamente el prototipo así como también las tarjetas de control.

Finalmente se ha llevado a cabo un protocolo de pruebas con el cual se ha comprobado que las especificaciones técnicas iniciales se cumplan garantizando de esta manera el correcto funcionamiento del prototipo de prótesis.

En este trabajo se presentan los siguientes capítulos:

En el capítulo I se presenta algunas prótesis tanto comerciales como también de desarrollo científico considerando los diferentes actuadores y sensores empleados.

El capítulo II aborda la selección de la alternativa más óptima para el desarrollo de este prototipo mediante el uso de la Casa de la Calidad.

En el capítulo III se fundamenta matemáticamente los mecanismos, análisis de esfuerzos de la estructura así como también el diseño electrónico para el control del prototipo.

El capítulo IV describe el proceso constructivo y muestra los resultados de las pruebas realizadas para validar el prototipo en las condiciones de diseño definidas. Así como también se detallan los costos de fabricación del prototipo.

Finalmente se presentan las conclusiones y recomendaciones del proyecto implementado.

ABSTRACT

In the present work like a initial step have been studied some commercial and development prosthesis so have been obtained some technical characteristics , also have been investigated other works to get average dimensions, velocities, forces of real hands so have been obtained the technical specifications for the prototype.

Subsequently has been done an alternatives selection with de Quality House, it allows ponder all the necessary data to obtain the better alternative for the prototype implementation.

The next step has been the mathematical analysis of the mechanism, efforts supported by the structure, and the electronic design, also has been simulated by software de mechanical and electronic circuits used at the prosthesis to give the correct operation to it. Once that all the dimensions has been designed, the prototype has been implemented physically with local materials also the control boards.

Finally it has carried out some tests which allow to validate that the prosthesis meets the technical specification assuring that the prosthesis works correctly.

In this work the following chapters are presented:

Chapter I presents some prosthesis, both commercial as well as scientific development considering the different actuators and sensors used.

Chapter II addresses the selection of the most optimal alternative for the development of this prototype through the use of the Quality House.

In Chapter III, the mechanisms, analysis of efforts of the structure as well as the electronic design for the control of the prototype are mathematically based.

Chapter IV describes the constructive process and shows the results of the tests performed to validate the prototype in the defined design conditions. As well as the manufacturing costs of the prototype are detailed.

Finally, the conclusions and recommendations of the implemented project

INTRODUCCIÓN

El trabajo de Chaurand et al. [1] sobre las dimensiones antropométricas de población latinoamericana sirve como guía para la obtención de las medidas de los dedos y mano de una persona promedio; por motivos de estandarización se toma como base las dimensiones de la mano de la norma alemana DIN 33 402 2° parte mostradas en [2].

En la investigación de Dechev et al. [3] se observa un mecanismo que asimila los movimientos reales de los dedos de una mano; este mecanismo resulta útil en el presente trabajo ya que este prototipo debe tener cierto parecido a los movimientos de los dedos de una mano real.

Estos antecedentes permiten el diseño de los mecanismos de transmisión de movimiento en el prototipo.

De la investigación realizada en la presente tesis se ha visto que aproximadamente quinientas personas en el Ecuador pierden esta extremidad cada año, pero que en su mayoría no tiene los recursos necesarios para adquirir una prótesis existente en el mercado debido al alto costo de estas; las cuales en su mayoría superan los veinte mil dólares; esto ha motivado el diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis. De esta manera se tiene una base inicial para el desarrollo del prototipo en caso de que se lo desee comercializar. El diseño contemplará un beneficio económico respecto a prótesis comerciales de similares características.

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES

1.1 TEMA

Diseño y Construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 GENERAL

Diseñar y Construir un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis.

1.2.2 ESPECÍFICOS

- Fundamentar teóricamente las especificaciones, materiales, dimensiones, modelos matemáticos y bases de construcción de prótesis de brazo y antebrazo.
- Diseñar los mecanismos basados en normativas para la construcción de este tipo de prótesis.
- Seleccionar los sensores necesarios para este prototipo y demás dispositivos electrónicos y de control.
- Acondicionar las señales de los sensores que se usarán en el prototipo para acoplarlas al circuito electrónico.
- Diseñar las tarjetas de control para los acoples de los sensores y el controlador principal.
- Elaborar el flujograma de control del prototipo.
- Desarrollar el programa para el controlador de la prótesis.
- Realizar un protocolo de pruebas de funcionamiento que garantice el correcto funcionamiento de la prótesis.

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según la base de datos del INEC del año 2013, la cual es la última que se puede obtener de esta institución, como se aprecia en la Figura 1.1, se ha visto que en el Ecuador dentro de las amputaciones que mayor frecuencia ocurren son los de extremidades superiores tanto mano y muñeca con 512 amputaciones de estos miembros solo en ese año, muy por encima de amputaciones del pie y del tobillo, las cuales son las que se encuentran en segundo lugar del análisis, con 145 amputaciones.

La tendencia de personas que tienen algún miembro superior perdido son personas mayores de veinte años y la extremidad que más es amputada es la derecha, ya que es muy superior el porcentaje de personas diestras que surdas y la edad a la que se puede empezar a laborar legalmente en el Ecuador son los 18 años. Estas amputaciones se producen principalmente debido a cortes, atascos o uso indebido de maquinaria industrial. Una posible causa es que una gran cantidad de personas que trabaja en la industria no es capacitada correctamente sobre el uso de las máquinas y sus peligros, y/o el plan de seguridad industrial en estas empresas no cumple el objetivo esperado.

Otra de las causas se debe a una falta de control y supervisión en operaciones peligrosas por parte de la empresa hacia sus empleados, los cuales muchas veces no están en condiciones para operar la maquinaria debido a diversos factores como por ejemplo cansancio físico o mental que no permite a los operarios tomar en consideración todos los peligros que están a su alrededor para de alguna manera prevenirlos.

En su mayoría, las personas que han sufrido accidentes al operar este tipo de maquinaria, es gente cuyos ingresos son bajos y no les alcanza para comprar una prótesis existente en el mercado debido al alto costo que tiene este tipo de prótesis, las cuales superan los veinte mil dólares en los Estados Unidos.

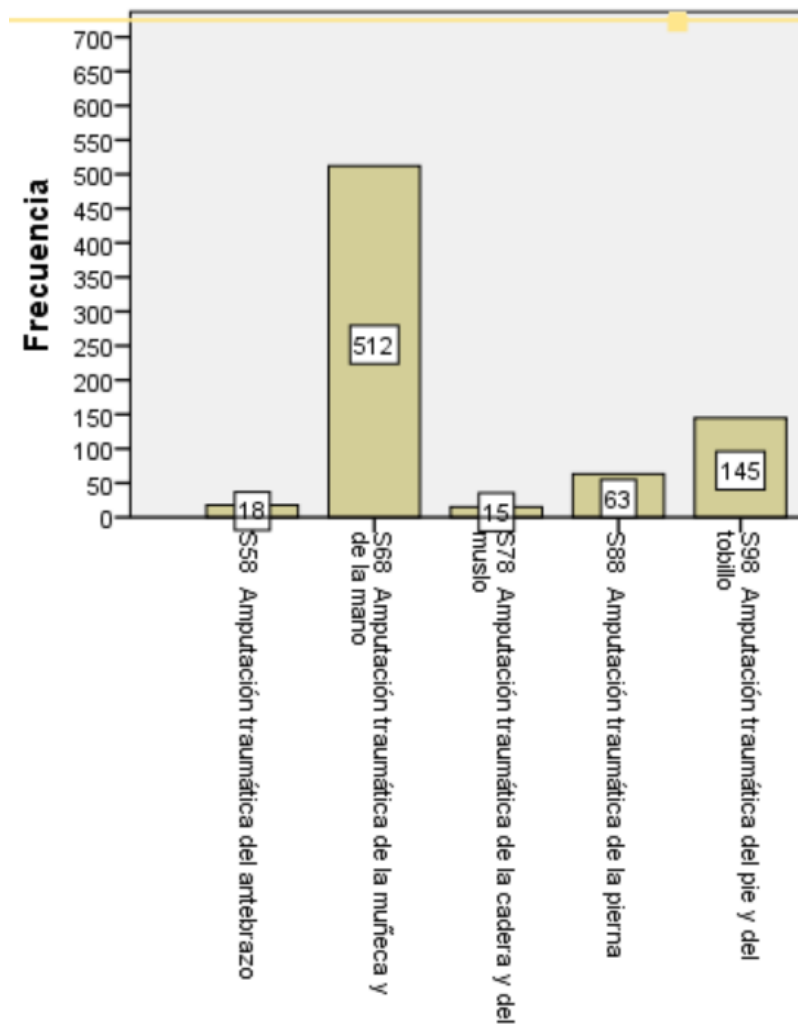


Figura 1.1. Estadísticas de amputaciones en el Ecuador, año 2013, [4]

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 PRÓTESIS

Es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor. Los ojos, los brazos, las manos, las piernas o las articulaciones faltantes o enfermas comúnmente son reemplazados por dispositivos protésicos [5].

1.4.2 CLASIFICACIÓN DE LAS PRÓTESIS

Las prótesis principalmente se clasifican en dos grandes grupos: estéticas y funcionales. Cada una con determinadas funciones y dependiendo a esto puede variar el costo.

1.4.2.1 Prótesis estéticas

Son esencialmente prótesis que se asemejan lo más posible a una extremidad real, pero no realizan ninguna función. Solamente procuran dar una mejor apariencia estética al usuario.

Estos dispositivos se elaboran normalmente de silicona o de polivinilo clorado (PVC). Las prótesis cosméticas de silicona comparadas con las de PVC tienen una apariencia más real. En el diseño de estas prótesis se consideran algunas propiedades como la resistencia a las manchas, un color que simule el tono de la piel, ser flexibles, ser resistentes a elevadas temperaturas y factores ambientales, y algo importante es que no generen reacciones molestas en la piel del usuario. La Figura 1.2 muestra este tipo de prótesis.



Figura 1.2. Prótesis estéticas, [6].

Las prótesis estéticas de PVC poseen mejor resistencia que las de silicona y con un menor costo, inferior a los mil dólares.

1.4.2.2 Prótesis funcionales

Estas prótesis a más de cumplir una función estética, también son capaces de moverse intentando así simular los movimientos de la parte del cuerpo en la cual son colocadas. Es el tipo de prótesis que permite recuperar la movilidad de la parte que está reemplazando en un cierto porcentaje. El mayor inconveniente de estas es su elevado costo. Estas las podemos clasificar en: prótesis eléctricas, mecánicas, mioeléctricas e híbridas, la Figura 1.3 muestra una prótesis de brazo funcional.



Figura 1.3. Prótesis de brazo funcional, [7]

1.4.2.2.1 Prótesis eléctricas.

Estas prótesis usan motores eléctricos para el movimiento de la muñeca o codo (según la necesidad del usuario) con una batería recargable. Éstas prótesis se controlan de varias formas, ya sea mediante control con realimentación, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. Se puede combinar éstas formas para su mejor funcionalidad. El acople puede ser mediante succión aunque resulta más costoso. Las desventajas de este tipo de prótesis son los cuidados a la exposición de medios húmedos y su peso.

1.4.2.2.2 Prótesis mecánicas.

Las prótesis mecánicas o de tiro son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo que se traccionan por un movimiento de otra parte del cuerpo.

Tiene ciertas limitaciones de movimiento, ya que necesita de la energía propia de otra parte del cuerpo que genere tensión para su funcionalidad. En la Figura 1.4 se puede apreciar los elementos constitutivos de este tipo de prótesis.

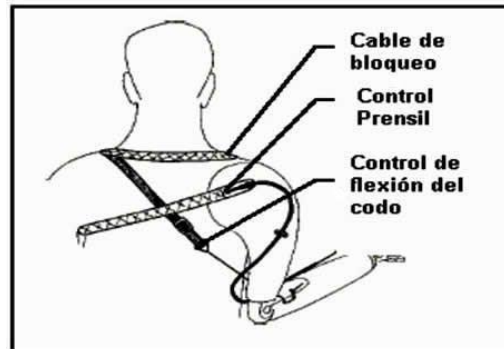


Figura 1.4. Elementos constitutivos de una prótesis mecánica, [8]

1.4.2.2.3 Prótesis neumáticas.

Estas prótesis son accionadas por energía del aire comprimido proporcionando movilidad. Su inconveniente es la cantidad considerable de accesorios, acoples, válvulas y actuadores que lo hacen pesado y voluminoso además de un elevado costo. En la Figura 1.5 se puede observar este tipo de prótesis.



Figura 1.5. Prótesis de brazo neumático, [9].

1.4.2.2.4 Prótesis mioeléctricas.

Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación.

El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20 μV).

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal. Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad. En la Figura 1.6 se aprecia la configuración de este tipo de prótesis.

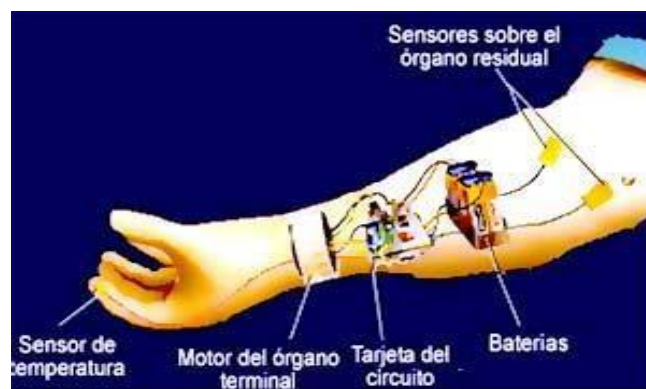


Figura 1.6. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica, [10].

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del cuerpo. Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión usando una de las dos siguientes técnicas de suspensión: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión.

Su desventaja es el uso de batería que requiere mantenimiento para su recarga, descarga, desecharla y reemplazarla eventualmente. Debido al peso del sistema de batería y de los motores eléctricos, las prótesis accionadas por electricidad tienden a ser más pesadas que otras opciones protésicas. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo [10].

1.4.2.2.5 Esquema y funcionamiento de una prótesis mioeléctrica transradial.

Una prótesis mioeléctrica transradial consta de las partes señaladas en la Figura 1.7, se necesita una fuente de alimentación que permitirá que todo el sistema eléctrico se energice y pueda funcionar. Se emplean mecanismos de movimiento para cada dedo los cuales mediante actuadores transmiten un movimiento semejante a los de un dedo humano. Todo esto es programado en un controlador, el cual debe recibir las señales de los distintos sensores y analizar dichas señales para enviar determinada posición a los actuadores. Finalmente el encaje de sujeción es el que permite acoplar la prótesis al brazo de la persona, este debe ser lo suficientemente cómodo y de fácil instalación ya que el usuario solo tiene una mano con la que puede realizar el acople de la prótesis.

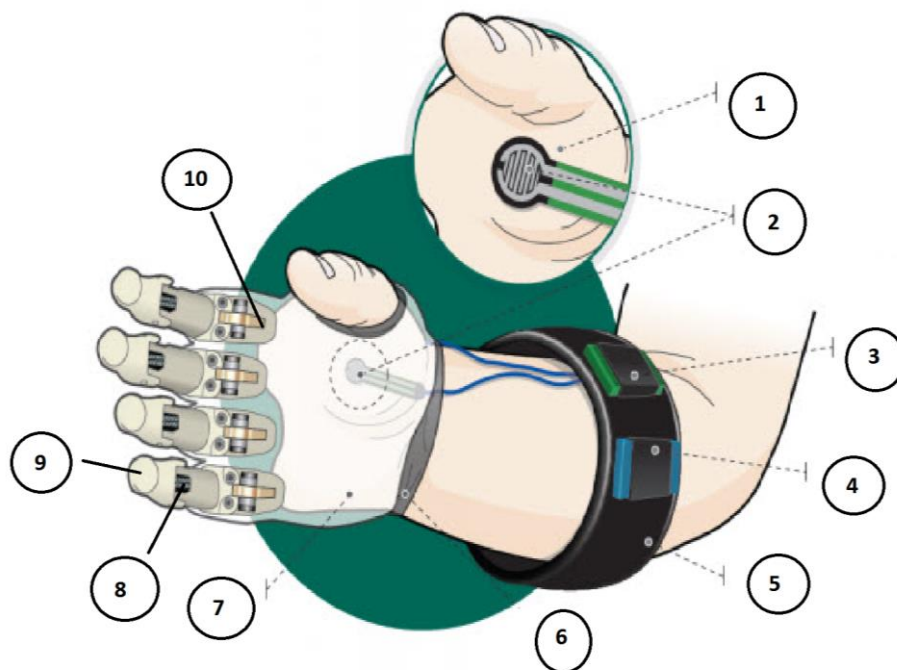


Figura 1.7. Esquema de prótesis de mano y antebrazo, adaptada de [11].

Partes de la prótesis:

- 1. Electrodos
- 2. Sensores
- 3. Controlador
- 4. Batería
- 5. Encaje
- 6. Acople mano - encaje

- 7. Estructura de la mano
- 8. Mecanismos de transmisión de movimiento hacia los dedos
- 9. Dedos
- 10. Actuadores

1.4.2.2.6 Prótesis biónicas.

Son prótesis que se comportan como una parte real del cuerpo o como parte de ellos, es decir son capaces de sentir ya que se conectan con las terminaciones nerviosas de las personas y controlarse con la mente de una persona. Son integradas en el cuerpo de la persona, algunas incluso pueden devolver la sensibilidad de la extremidad real al usuario. En la Figura 1.8 se puede observar un brazo biónico.



Figura 1.8. Prótesis de brazo biónico, [12].

Una importante desventaja es la duración de la batería y la ocultación de los cables de la prótesis para que la extremidad biónica parezca parte del cuerpo.

1.4.2.2.7 Prótesis híbridas.

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transmurales (arriba del codo). Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano), en la Figura 1.9 se puede observar este tipo de prótesis.



Figura 1.9. Prótesis de brazo híbrida, [13].

1.4.3 PRÓTESIS DE MANOS COMERCIALES.

A continuación se presenta algunas prótesis de manos que actualmente existen en el mercado.

1.4.3.1 I-LIMB.

Fabricada por Touch Bionics, es una de las más utilizadas en la actualidad y está disponible en varios países cumple con la mayoría de los movimientos básicos de la mano que un ser humano común y corriente realiza, facilitando al paciente el retorno a la vida laboral y mejorando sus condiciones de vida. En la Figura 1.15 se puede observar dicha mano.



Figura 1.10. Prótesis i-limb, [14].

Entre sus características es que tiene varios modos de cierre con fuerza variable, consta de una aplicación móvil para programar catorce patrones de cierre, se mueve automáticamente a una posición natural después de un periodo de inactividad, aviso con alarma de batería baja. Tiene cinco dedos, control proporcional de velocidad y

fuerza de cierre de los dedos, hecho en aluminio. Su fuerza de agarre va desde los cien hasta los ciento treinta y seis newtones [14].

1.4.3.2 Michelangelo.

La mano Michelangelo devuelve numerosas funciones de la mano natural gracias a sus siete opciones de agarre diferentes. Permite ajustar y controlar la fuerza requerida para sujetar un objeto pesado o ligero.

Su peso es de cuatrocientos veinte gramos, soporta temperaturas de menos diez a mas sesenta grado centígrados, su voltaje de operación es doce voltios, la velocidad de apertura/cierre de la mano es de trescientos veinticinco milímetros por segundo, tiene conexión bluetooth para programación de patrones de cierre desde el computador además que posee un control independiente de los dedos.

Internamente está constituida por acero y aluminio de alta resistencia, y en su exterior es recubierta por elastómero de silicona; tiene seis grados de libertad y es resistente al agua [15]. La Figura 1.16 muestra una actualización hecha en el año 2016 de la prótesis Michelangelo.



Figura 1.11. Prótesis Michelangelo, [16].

1.4.3.3 BeBionic.

Construida por Stepper RS entre sus principales características están: actuadores lineales DC en independientes, cinco dedos, catorce formas de sujeción seleccionables, control proporcional de la velocidad, la posición del dedo pulgar es seleccionable, auto ajuste en caso de que el objeto sujetado se esté resbalando. La

principal diferencia con la I-Limb es un menor precio [17]. La Figura 1.17 muestra esta prótesis.



Figura 1.12. Prótesis BeBionic, [18].

1.4.3.4 Comparación de prótesis comerciales.

En la Tabla 1.1 se presenta las principales características de las prótesis de manos que se encuentran en el mercado, que se han citado anteriormente, cabe destacar que no son las únicas prótesis existentes sin embargo son las más comercializadas debido a sus muy buenas prestaciones técnicas además existe mayor información sobre sus características, las cuáles sirven de referencia en el presente proyecto.

Tabla 1. 1 Comparación de características de prótesis comerciales

Prótesis	Precio (miles de dólares)	Fuerza de agarre (N)	Masa solo de la mano (g)	Masa de mano + antebrazo + batería (g)	Tiempo apertura o cierre (s)	Capacidad de la batería (mAh)
I-limb [19], [20]	38–138	100 - 136	499 – 623	No disp.	1.2	1200 – 2000
Michelangelo [21], [15]	100	68	420	1310	1	1150 – 1500
BeBionic [22], [17], [23]	25–30	140.1	550–598	No disp.	1	1300 – 2200

1.4.4 PRÓTESIS DE MANOS REALIZADAS EN ECUADOR.

En el Ecuador existen algunos proyectos referentes a la elaboración de prótesis de manos, a continuación se expone dos de de estos proyectos.

1.4.4.1 Prototipo de prótesis robótica para la mano.

Este proyecto fue realizado en año 2010 por Luz María Tobar Subía Contenido en la Universidad Tecnológica Equinoccial. Este prototipo es una mano con cuatro dedos y control mioeléctrico, la masa de la mano es de 177,16 gramos, tiene mecanismos flexibles en sus dedos para realizar el movimiento a través de Nylon, los tres dedos largos funcionan en paralelo es decir los tres replican el mismo movimiento, en la Figura 1.18 se puede apreciar el proyecto terminado.



Figura 1.13. Prototipo de prótesis robótica para la mano, [24].

1.4.4.2 Hand of Hope.

El prototipo, con el que ganaron el premio nacional Proyecto Multimedia Ecuador 2014, de acuerdo con sus inventores, Cristian Ramírez y Verónica Barros de la Universidad Técnica Particular de Loja, es controlado por señales musculares y para lograr que el proyecto funcione los estudiantes crearon tres modelos diferentes, aunque en la actualidad trabajan en uno más.

El proyecto “Hand of hope”, que fue presentado al Vicepresidente de la República, Jorge Glas, fue basado en Open Hardware y Open Software y su control se realiza con base en señales mioeléctricas generadas por el músculo del brazo.

Durante el proceso de creación de la prótesis recibieron asesoría de Carlos Calderón, docente de la misma carrera; así mismo tuvieron a su disposición el uso de algunos componentes e instrumentos del Departamento de Ciencias de la Computación y Electrónica de la UTPL .La Figura 1.19 muestra esta mano.



Figura 1.14. Prototipo "Hand of Hope", [25].

1.4.5 MECANISMOS DE TRANSMISIÓN DE MOVIMIENTO EN MANOS ROBÓTICAS.

Los mecanismos de transmisión son el conjunto de elementos de alguna máquina o dispositivo mecánico, que cumplen una función específica. A continuación se presentan los tipos más generales de mecanismos.

1.4.5.1 Mecanismos flexibles.

Son mecanismo en los que se usa correas o cintas tensas como medio de transmisión de movimiento, Figura. 1.20, es poco ruidoso, pero con el tiempo la correa tiende a aflojarse o romperse. Ofrecen rigidez unilateral, es decir su resistencia solo es a tensión o compresión nunca puede ofrecer rigidez en las dos formas.

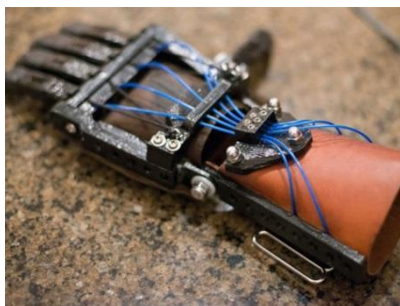


Figura 1.15. Prótesis de mano con mecanismo flexible, [26].

Una ventaja de este tipo de mecanismo es la mayor facilidad en el diseño por lo que se traduce en un ahorro de tiempo además de ser económicos. La desventaja es que se pierde la precisión y además no se puede seguir siempre una trayectoria determinada debido a que en las juntas se puede doblar de maneras no esperadas como se aprecia en la Figura 1.21.

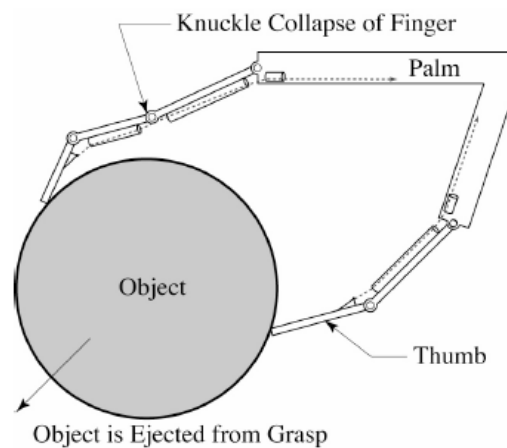


Figura 1.16. Colapso del cable del dedo durante el cierre, [3].

1.4.5.2 Mecanismos rígidos

Estos son capaces de transmitir fuerzas de empuje o tensión, son constituidos por eslabones sólidos (Figura 1.22) o engranes (Figura 1.23), a este grupo pertenecen la mayoría de mecanismos comúnmente usados en máquinas. Las desventajas son la dificultad del diseño además de que su costo es mayor a un mecanismo flexible, también su peso aumenta considerablemente. La ventaja es que siempre puede seguir su trayectoria lo que los hace más precisos.

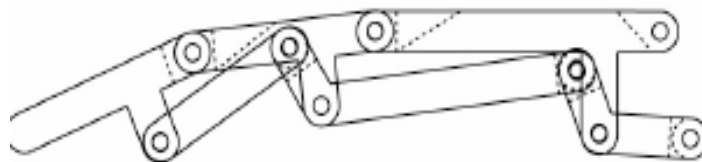


Figura 1.17. Mecanismo con eslabones sólidos, [3].

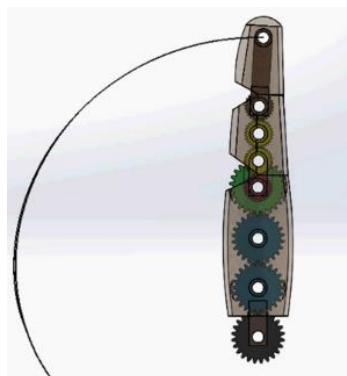


Figura 1.18. Mecanismo con engranes, [27].

1.4.5.3 Mecanismo con motor en las juntas de cada dedo

En este tipo de mecanismo se coloca pequeños motores en cada junta rotacional de la que está constituido el dedo. La gran desventaja de estos es que su costo es bastante elevado y debido al uso de la gran cantidad de motores aumenta considerablemente su peso lo que también dificulta el control de cada motor. La mayor ventaja de este tipo de manos es su gran precisión y libertad de movimiento que se puede realizar con cada eslabón que conforma el dedo, por lo que son de gran utilidad en tareas por ejemplo espaciales donde se aprovecha toda su potencial de movimiento. En la Figura 1.24 se puede apreciar la mano HIT, la cual se compone de pequeños motores en las juntas de cada dedo.



Figura 1.19. Mano HIT, [28].

En el siguiente capítulo se presenta el análisis de alternativas para realizar el prototipo de prótesis de mano y antebrazo. En el mismo se detallan diferentes criterios importantes para el proyecto. En base a esto se selecciona la mejor opción para la implementación del prototipo.

CAPÍTULO II

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

2.1 MODELO DE GESTIÓN

El modelo de gestión que se utiliza en el presente proyecto, es el desarrollo de la función de calidad QFD (Quality Function Deployment), el cual es un método cuyo objetivo principal es asegurar la definición de un producto o servicio, considerando las necesidades y requerimientos de los usuarios, y esta a su vez constituye una herramienta para la planificación de la calidad durante el ciclo de vida del producto o servicio. Consiste en un proceso estructurado que permite traducir los requerimientos y deseos de los usuarios en requerimientos técnicos de ingeniería en cada fase del diseño [29].

2.2 DESARROLLO DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD

La casa de la calidad permite planificar la elaboración de un producto mediante una matriz en la que se traduce las demandas de los clientes (voz del usuario) en características técnicas (voz del ingeniero) del producto. A continuación se detallan las demandas y características técnicas que debe cumplir el prototipo.

2.2.1 VOZ DEL USUARIO

La voz del usuario son las demandas (requerimientos y deseos) de los usuarios, dichas demandas son obtenidas de prótesis comerciales, las cuales se diseñan de acuerdo a necesidades de sus clientes y revisadas por el protesista de la Fundación Hermano Miguel, Carlos Hurtado, entre los requerimientos más comunes están los siguientes:

- La prótesis debe ser parecida a una mano humana.
- La velocidad de los dedos debe ser similar a unos reales.
- Peso similar a la extremidad perdida del usuario.
- Debe ser de fácil encaje con parte del antebrazo del usuario.
- Debe tener la capacidad de sujetar objetos de uso común.
- Que no genere ruido molesto al usuario ni a las personas a su alrededor.

- Desean que tenga cierta resistencia al agua los dedos del prototipo.

2.2.2 VOZ DEL INGENIERO

La voz del ingeniero describe los requerimientos técnicos que deberán articularse para satisfacer las necesidades de los usuarios.

Con las demandas hechas por los posibles usuarios se tiene las siguientes especificaciones técnicas, las cuales servirán para el diseño de este prototipo:

- Dimensiones.
- Tiempo de apertura o cierre de los dedos.
- Masa del prototipo.
- Fuerza de agarre.
- Decibelios del prototipo en operación.
- Grado de protección IP.

2.3 ANÁLISIS Y CONCLUSIONES DE LA CASA DE LA CALIDAD

En la Figura 2.1 se puede apreciar la matriz de la casa de la calidad, de esta matriz se determina que las características que presentan un alto índice de importancia en el diseño del prototipo son:

- Dimensiones	29%
- Masa del prototipo	26%
- Fuerza de agarre	17%
- Tiempo de apertura cierre	11%

Estas características inciden con el 83%, lo cual indica que deben ser las principales características y darles la mayor relevancia al momento de diseñar del prototipo.

Se han tomado como referencia de prótesis de mano dos comerciales i-limb y Bebionic debido a que son las que están con mayor fuerza en el mercado y además se puede encontrar información técnica relevante de las mismas. Estas prótesis presentan características que se asemejan a las que tiene una mano humana, por lo que con el prototipo actual se pretende acercarse en lo posible a dichas características ya que al ser muy comerciales con su marca reconocida

mundialmente tienen un indicio que los potenciales usuarios van a preferir una prótesis que cumpla ciertas especificaciones dichos dispositivos. En el Anexo A se puede encontrar la matriz de la casa de la calidad en forma más ampliada.

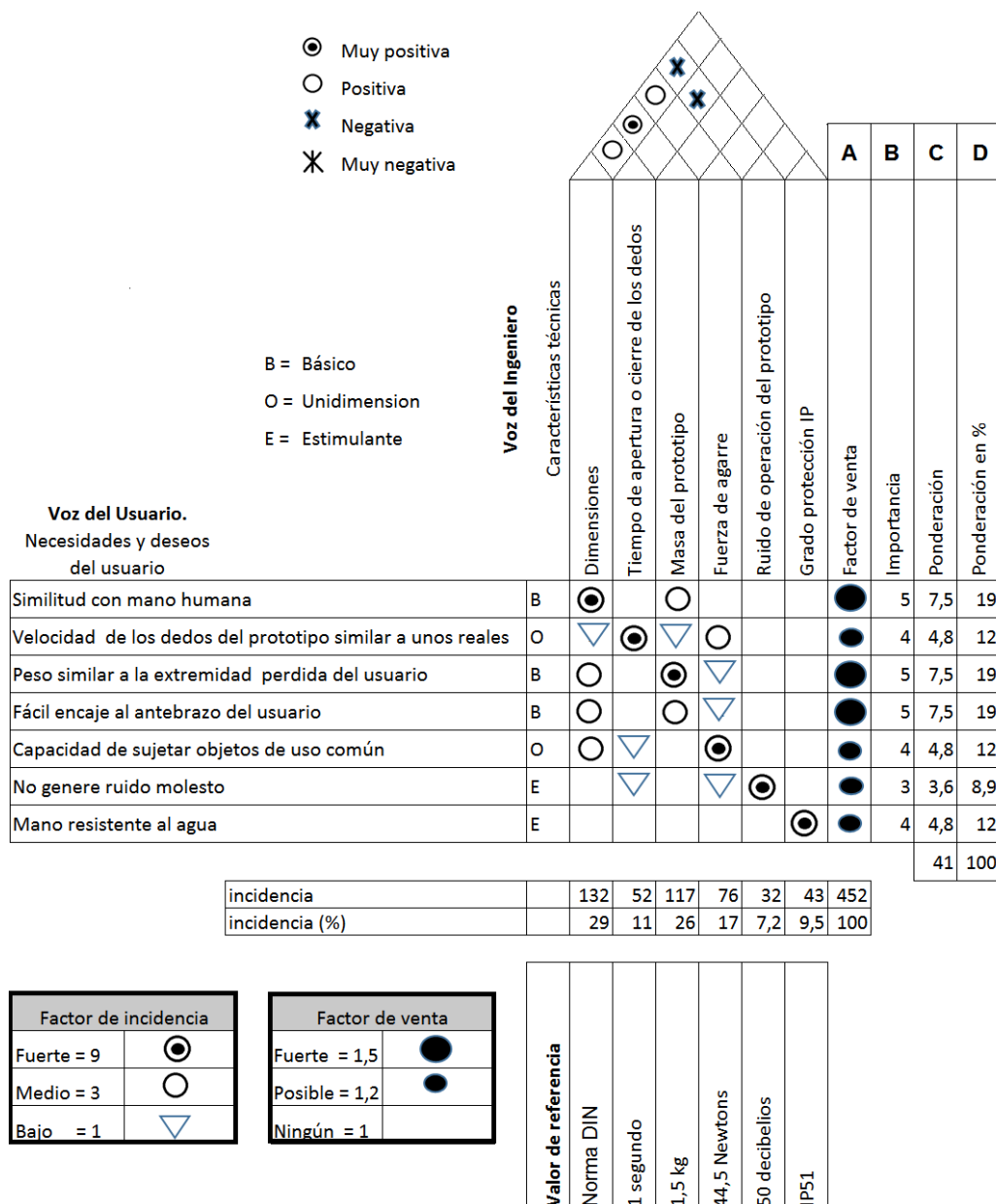


Figura 2. 1. Matriz de la casa de la calidad

También se puede encontrar una correlación muy positiva entre las dimensiones y la masa del prototipo, lo cual indica que al mejorar cualquiera de estas mejora la otra característica y así mejora el prototipo en su funcionalidad, lo cual sería lo óptimo.

2.4 FORMULACIÓN DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

En la Tabla 2.1 se determina las especificaciones del prototipo, estas especificaciones son las dadas por el usuario o el ingeniero.

Para las dimensiones de la mano se considera la norma DIN en la cual se especifica la mayoría de dimensiones importantes en la mano humana, la variación con normas latinoamericanas de dichas dimensiones es mínima por lo que se prefiere el uso de la norma en cuestión ya que al ser reconocida en todo el mundo representa una ventaja en el caso de llegar a comercializar la mano, ya que se podría entrar en mercados internacionales cumpliendo esta normativa.

Tabla 2. 1. Especificaciones técnicas del prototipo

Tabla 2: 1. Especificaciones técnicas del prototipo				
Empresa: Fundación Hermano Miguel Diseñador: Oscar Vargas	Producto: Prototipo de mano y antebrazo diestro para prótesis		Fecha inicial: 23/10/2015	
Especificaciones técnicas				
Concepto	Fecha	Propone	R/D	Descripción
Dimensiones	19/10/2016	D	R	Norma DIN 33 402. 2º parte
Tiempo de apertura o cierre de los dedos	19/10/2016	D	R	1 segundo
Masa del prototipo	19/10/2016	D	R	1,5 kg
Fuerza de agarre	19/10/2016	D	R	44,54 Newtons
Ruido del prototipo en operación	19/10/2016	D	R	Máximo 50 decibelios
Resistencia al agua	19/10/2016	C	D	Grado de protección IP51

Propone

C: cliente

D: diseño

M: marketing

R/D

D: deseo

R: requerimiento

La resistencia al agua del prototipo es un deseo del usuario pero debido al costo y disponibilidad de los materiales necesarios los cuales son limitantes importantes para poder cumplir esta especificación se decide obviar esta característica pero quedaría como recomendación para una siguiente etapa del proyecto de ser el caso.

2.5 DISEÑO CONCEPTUAL

En esta etapa se originan las diversas alternativas para solucionar un problema, partiendo de las especificaciones del producto previamente obtenidas, además se evalúa las soluciones posibles para obtener una solución óptima.

2.5.1 ANÁLISIS FUNCIONAL

A continuación se presenta las funciones que debe realizar el prototipo, estas se agrupan en módulos donde están funciones que realizan cosas similares, la simbología está acorde a la norma VDI 2222 de la asociación de Ingenieros Alemanes VDI (Verein Deutscher Ingenieure). Se usa dicha norma ya que tiene la virtud de que, sin limitar las funciones a las estrictamente matemáticas o lógicas, y sin obligar a precisar ni a cuantificar las variables de los flujos, permite establecer una estructura funcional suficientemente articulada que sirva de guía para fijar la estructura modular del producto o sistema y para generar los principios de solución. [29]

2.5.1.1 Nivel 0: función global

En este nivel se muestra la función global (Figura 2.2) en la cual se representa la tarea global que debe realizar el producto que se va a diseñar y se establece como una caja negra que relaciona los flujos de entrada y los de salida [29].

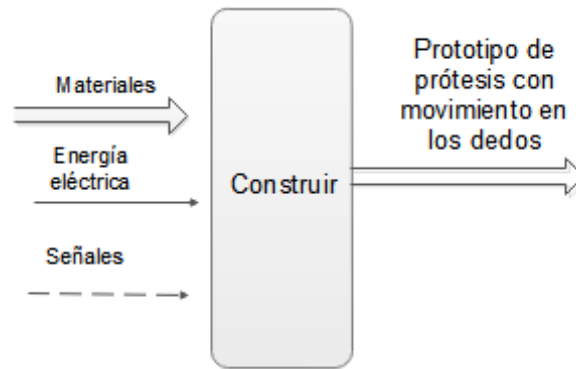


Figura 2. 2. Función global del prototipo

2.5.1.2 Nivel 1: estructura funcional

En el nivel uno, se divide la función global en subfunciones (figura 2.3) y a la vez, se establece las relaciones de flujos entre estas subfunciones. La representación del conjunto de subfunciones con las entradas y salidas así como las interrelaciones de flujos entre ellas se denomina estructura funcional [29].

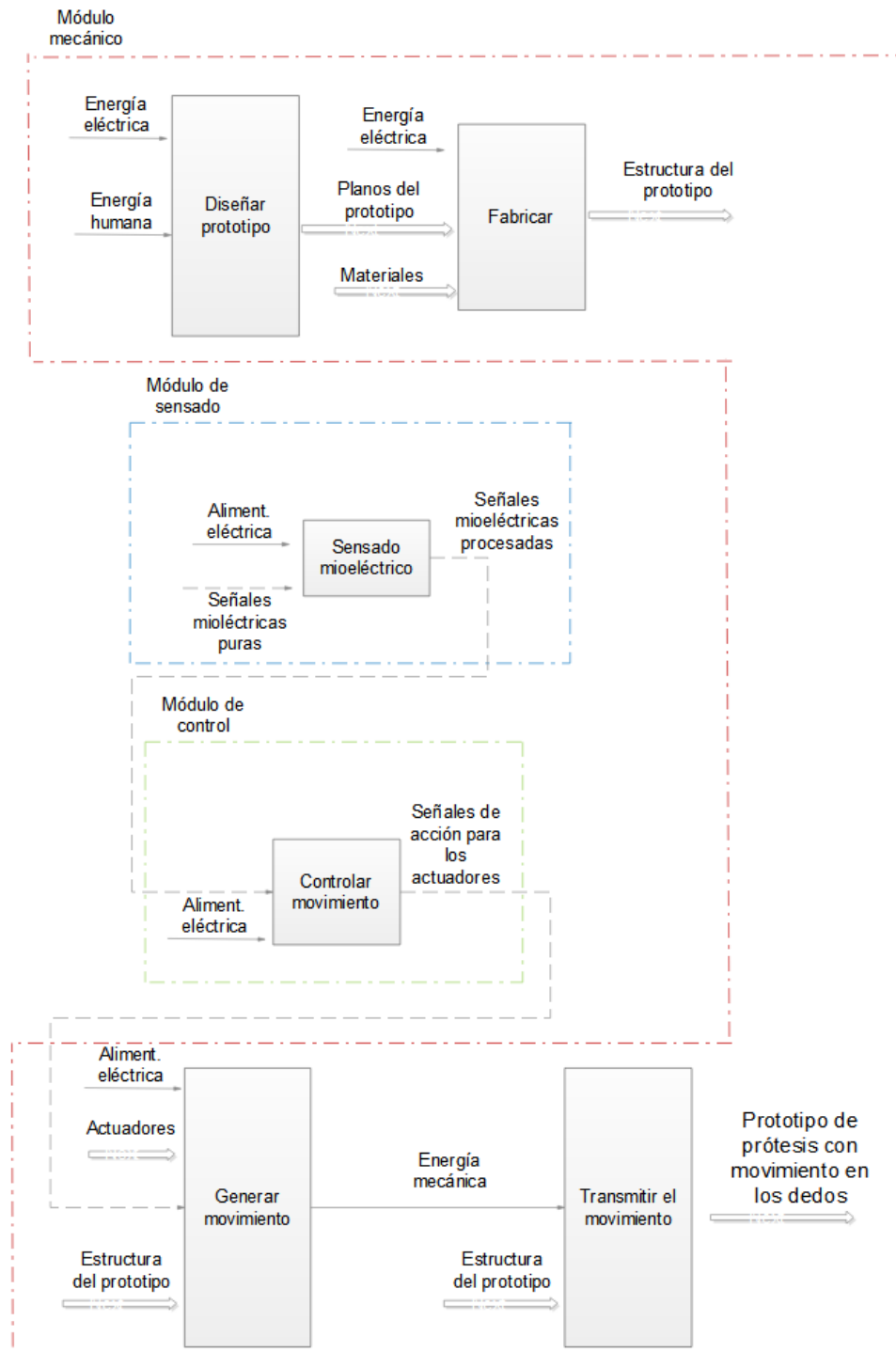


Figura 2. 3. Estructura funcional del prototipo

2.5.2 DEFINICIÓN DE MÓDULOS FUNCIONALES

Una vez establecidos los niveles 0 y 1 se procede a dar una definición de cada módulo de la estructura funcional para de esta manera conocer las funciones que realizan cada uno de estos módulos.

2.5.2.1 Módulo mecánico

Este módulo incluye el diseño de la estructura, los mecanismos de transmisión de movimiento y los dedos del prototipo; del diseño se obtienen los planos del mismo para de esta manera fabricar todo el conjunto.

Los actuadores convierten las señales eléctricas que son generadas por el controlador a una acción mecánica para de esta manera transmitir el movimiento a los dedos del prototipo mediante un mecanismo adecuado de transmisión de movimiento.

2.5.2.2 Módulo de sensado

En este módulo se toman las señales eléctricas las cuales están en el orden de microvoltios producidas por la contracción o flexión del músculo, debido a la interacción química del miembro afectado [10], mediante sensores mioeléctricos, los cuales filtran y amplifican dichas señales para que de esta manera el controlador pueda adquirir los datos de dichas señales.

2.5.2.3 Módulo de control

Este módulo recibe todas las señales mioeléctricas ya filtradas y amplificadas de los sensores mioeléctricos, las analiza y da una respuesta mediante señales eléctricas hacia los actuadores, esto se lo realiza mediante un controlador electrónico programable.

2.5.3 SOLUCIONES PARA CADA MÓDULO

Cada módulo puede tener muchas soluciones, pero no todas pueden cumplir las necesidades específicas del presente proyecto, por lo que se procede a escoger opciones que cumplan los requerimientos del prototipo, a continuación se presenta las posibles soluciones a cada módulo del apartado anterior.

2.5.3.1 Soluciones para el módulo mecánico

El módulo mecánico está definido por las siguientes funciones:

- Fabricar la estructura

- Generar movimiento
- Transmitir el movimiento

A continuación se presentan las soluciones que se le pueden dar a este módulo.

2.5.3.1.1 Fabricar la estructura

Para la fabricación de la estructura se considera las siguientes opciones:

- Estructura mano antebrazo y con movimiento en los dedos.
- Estructura mano antebrazo y con movimiento muñeca y dedos.

2.5.3.1.1.1 Estructura mano antebrazo y movimiento en los dedos

Una estructura de este tipo tiene la mano y antebrazo con un ángulo fijo entre estos miembros, el movimiento solo lo realizan los dedos del prototipo.

Ventajas:

- Reduce costos de fabricación.
- Se tiene mayor holgura en el diseño y posicionamiento de mecanismos.
- Ahorra espacio de memoria en el controlador debido a la menor cantidad de datos que se maneja.

Desventaja:

- Limita los movimientos de la mano.

2.5.3.1.1.2 Estructura mano antebrazo y movimiento mano dedos

Una estructura de este tipo puede mover la mano con respecto al antebrazo un determinado ángulo y además los dedos de la mano.

Ventajas:

- Emula de mejor manera el movimiento real de la mano

Desventajas:

- Aumento del costo final del prototipo
- Requiere un controlador con mejores prestaciones de velocidad y memoria.
- Se dispone de un espacio más reducido para el posicionamiento de actuadores y mecanismos.

2.5.3.1.2 Generar movimiento

Para generar movimiento se usan actuadores, en la Tabla 2.2 se muestran las opciones a considerar y características que prestan; se consideran estas opciones debido a que existen estos tipos de actuadores en dimensiones aceptables para el espacio disponible en el prototipo y con las características mecánicas suficientes.

Para los actuadores lo que se busca es que el tamaño sea compacto, debido a las limitaciones en las dimensiones del prototipo, por este motivo se lo califica del uno al tres siendo uno la mejor opción. En lo concerniente a la fuerza, se requiere el que entregue la mayor fuerza. El desplazamiento lineal debe ser superior a cuatro centímetros la cual es una consideración que se ha encontrado en un prototipo previo. El precio de los actuadores que se busca es el menor para de esta manera reducir el costo del prototipo. La velocidad necesaria debe ser como mínimo cuatro centímetros por segundo al igual que el desplazamiento esta consideración se la obtiene de un prototipo previo. La masa de los actuadores debe ser la menor para de esta manera reducir la masa de todo el conjunto.

Tabla 2. 2. Características de los actuadores

Actuador	Tamaño L x a x e (mm)	Fuerza (N)	Desplazamiento lineal (cm)	Precio (USD)	Velocidad (m/s)	Masa (g)
Servomotor [30]	40,7 x 19,7 x 42,9	20	6	20	0,05	60
Motor a pasos [31]	35 x 25 x29	1	6	5	60	43
Servo lineal [32]	80 x 18 x 15	23	5	90	0,0065	40

2.5.3.1.3 Transmitir el movimiento

Las opciones para los mecanismos de transmisión de movimiento son:

- Mecanismo con eslabones sólidos.
- Mecanismo con engranes.
- Mecanismo flexible.

A continuación se presentan las ventajas y desventajas de cada uno.

2.5.3.1.3.1 Mecanismo con eslabones sólidos

El mecanismo con eslabones sólidos se muestra en la Figura 1.22, del cual se presenta a continuación sus ventajas y desventajas.

Ventajas:

- Más liviano respecto a un mecanismo con engranes.
- Es rígido y no se deforma al sujetar objetos.

Desventajas:

- Más costoso a un mecanismo que se le asemeje.
- Más pesado que un mecanismo flexible.

2.5.3.1.3.2 Mecanismos con engranes

En la figura 1.23 se muestra un mecanismo con engranes del cual se presenta a continuación sus ventajas y desventajas.

Ventajas:

- La fuerza de sujeción es mayor que los otros mecanismos.
- Tiene muy buena precisión en el movimiento del dedo.
- Agradable estéticamente.

Desventajas:

- Más costoso en relación a las otras opciones.
- Es más pesado que los otros mecanismos.
- Sus dimensiones son mayores que las demás soluciones.

2.5.3.1.3.3 Mecanismo flexible

En la Figura 1.20 se muestra una prótesis con este mecanismo el cual consiste en transmitir el movimiento mediante correas que comúnmente son de Nylon.

Ventajas:

- Resulta muy económico de implementar en relación a las demás soluciones
- Reducción de tiempos de diseño y construcción.

- Simplicidad del mecanismo
- Muy liviano relativamente a las demás soluciones.
- Es más compacto.

Desventajas:

- Pierde su forma al sujetar ciertos objetos.
- Requiere un mantenimiento frecuente.
- Sus mecanismos quedan expuestos.

En lo que se refiere a la estructura de la prótesis los materiales que se usan en la actualidad en la mayoría de prótesis económicas son polímeros (ABS, PLA), prótesis más robustas usan aluminio así como también fibra de carbono (prótesis comerciales), en este capítulo no se seleccionará un material, debido a que las características técnicas se obtienen en el diseño del prototipo el cual está en el Capítulo III y solamente ahí se elige cual es el material adecuado para el prototipo.

2.5.3.2 Soluciones para el módulo de sensado

En lo referente a la adquisición de señales de control para saber el movimiento a realizar por los dedos del prototipo se propone las soluciones presentadas en la Tabla 2.3, las cuales son sensores mioeléctricos, se ha elegido estas opciones debido a que están disponibles comercialmente.

Para este módulo, lo que se busca en dimensiones es el más pequeño debido a que el espacio es un limitante en la prótesis, el precio debe ser el menor para reducir el costo total del prototipo, el voltaje de alimentación no debe pasar los cinco voltios ya que es el voltaje con el que trabajan los controladores para esta aplicación, el voltaje de salida no debe superar los cinco voltios para que pueda ser leído directamente por el controlador, la masa deseada para estos sensores debe ser la más reducida.

Tabla 2. 3. Características de los sensores de adquisición de señales.

Sensor	Dimensiones (cm)	Controlador para su uso	Precio (USD)	Voltaje de alimentación (V)	Voltaje de salida	Masa (g)	Comunicación
MyoWare [33]	1.8X4.5	Sin restricción	38	2.9 a 5.7	0 a Valiment	20	No aplica
Myo Armband [34]	19 a 34 de circunferencia	Raspberry	200	Baterías incorporadas	No aplica	93	Vía Bluetooth con protocolo especificado.

2.5.3.3 Soluciones para el módulo de control

Debido a que el prototipo debe ser de dimensiones similares al de una mano y antebrazo de una persona promedio, el controlador debe ser también lo más pequeño posible, por lo tanto se elige un microcontrolador.

Además el sistema no estará en un ambiente industrial por lo que no se necesita el uso de controladores con protecciones para este ambiente como son Controladores Lógicos Programables (PLC) los cuales son costosos y principalmente sus dimensiones no son las adecuadas para el prototipo.

Tomando en cuenta estas consideraciones se presenta a continuación unas soluciones para este módulo en la Tabla 2.4.

En este punto lo que se busca en cantidad de puertos digitales es que no sea menor a veinte y puertos analógicos no menor a cinco debido a la cantidad de actuadores y sensores que se podría utilizar, la frecuencia buscada es la mayor para que el procesamiento de las señales sea lo más rápido posible, el voltaje de alimentación de preferencia no debe ser superior a los cinco voltios, la capacidad de almacenamiento del controlador que se busca es la mayor disponible en caso de que sea necesario guardar gran cantidad de datos, el costo deseado es el menor al igual que el tamaño.

Tabla 2. 4. Características de posibles controladores para el módulo de control

Controlador	# puertos digitales	# puertos analógicos	Frecuencia	Voltaje de alimentación	Memoria flash	Software programación libre	Costo (USD)	Tamaño (mm)
RASPERRY PI 3 [35]	40	10	1.2GHz	3.6V	1Gb	Si	160	85x56x30
STM32F4 [36]	82	12	168MHz	3.3V – 5V	1Mb	Si	40	60x45x25
ATMEGA 328P [37]	28	6	20MHz	5V	32Kb	No	10	50x10x5

2.5.4 MATRIZ MORFOLÓGICA

La matriz morfológica agrupa las soluciones posibles que puede tener el prototipo en una sola matriz de manera global, lo cual permite tener de manera ordenada dichas soluciones para posteriormente proceder a evaluarlas. En la Figura 2.4 se muestra las alternativas para el prototipo.

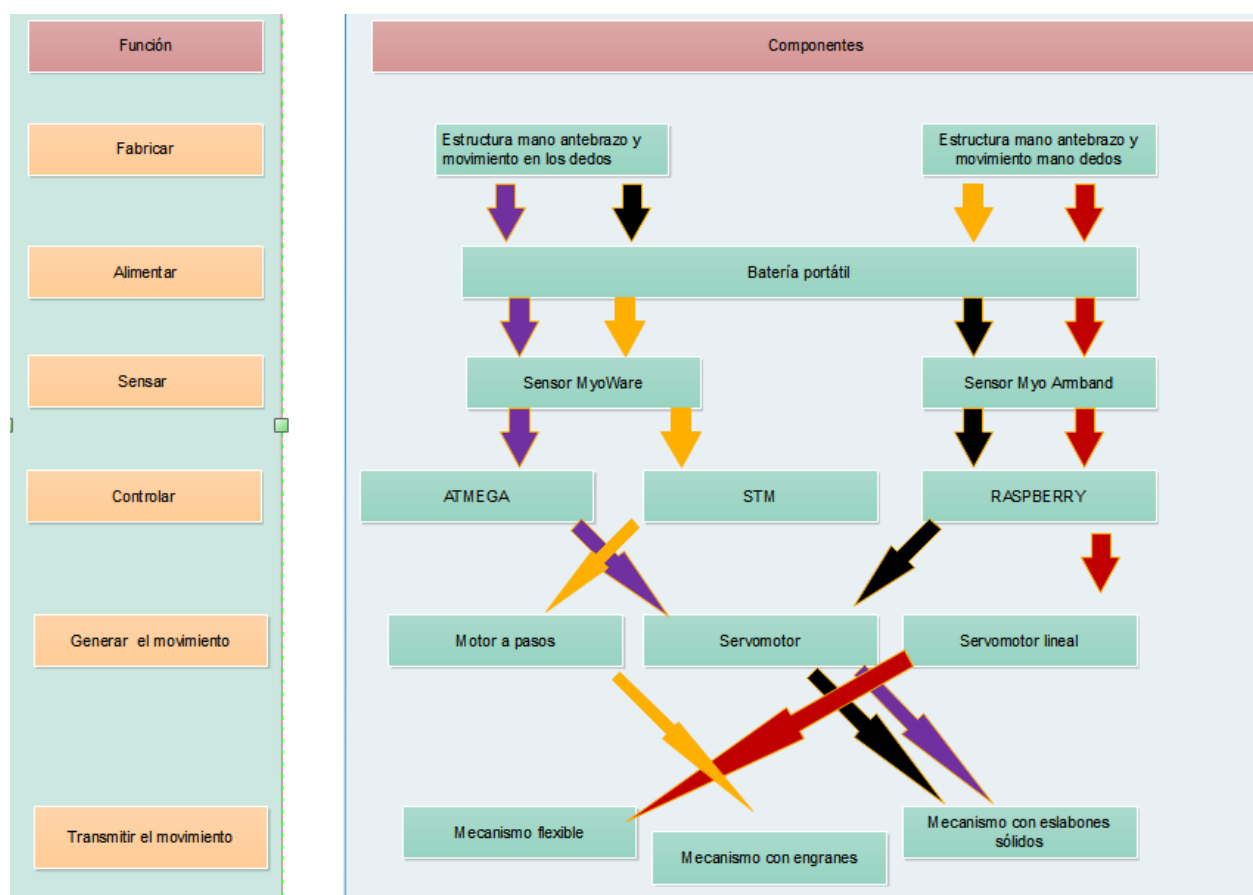


Figura 2. 4. Matriz morfológica

Alternativa 1 

Alternativa 2 

Alternativa 3 

Alternativa 4 

En la Tabla 2.5 se detalla cada alternativa de solución obtenidas de la matriz morfológica.

Tabla 2. 5. Alternativas de diseño

Alternativa	Componentes
Alternativa 1	Estructura mano antebrazo y movimiento en los dedos Batería portátil Sensor MyoWare ATMEGA Servomotor Mecanismo con eslabones sólidos
Alternativa 2	Estructura mano antebrazo y movimiento mano dedos Batería portátil Sensor MyoWare STM Motor a pasos Mecanismo con engranes
Alternativa 3	Estructura mano antebrazo y movimiento en los dedos Batería portátil Sensor Myo Armband RASPBerry Servomotor Mecanismo con eslabones sólidos
Alternativa 4	Estructura mano antebrazo y movimiento mano dedos Batería portátil Sensor Myo Armband RASPBerry Servomotor lineal Mecanismo flexible

2.5.5 MATRIZ DE RESIDUOS PONDERADOS.

La matriz de residuos ponderados [29] se basa en unas tablas donde cada criterio (o solución, para un determinado criterio) se confronta con los restantes criterios (o soluciones) y se asignan los valores siguientes:

- 1 Si el criterio de las filas es superior que de las columnas.
- 0.5 Si el criterio de las filas es equivalente al de las columnas.
- 0 Si el criterio de las filas es inferior que el de las columnas.

Ahora se necesita plantear los criterios con los que se evalúa cada alternativa, se considera necesario plantear los siguientes criterios de evaluación:

- a. Costo: es importante este criterio debido a que de ser el caso que se desee realizar un siguiente paso y comercializar el dispositivo, este debe ser accesible para personas de nivel económico medio bajo, por lo que se busca el menor costo posible.
- b. Masa del prototipo: ya que se tiene un limitante en las especificaciones técnicas lo cual se debe cumplir.
- c. Fiabilidad: de esta manera se asegura el correcto funcionamiento del prototipo.
- d. Fuerza: de la casa de la calidad se sabe que es un factor importante que debe ser tomado en cuenta además que se tiene una especificación técnica con la fuerza que debe ser capaz de sostener la mano del prototipo.
- e. Velocidad de apertura cierre de los dedos: se tiene una especificación la cual es necesaria cumplir para que el prototipo realice movimientos naturales en lo posible.
- f. Dimensiones del prototipo: el cual debe ser similar a una mano y antebrazo humano de esta manera se busca que el usuario sienta confianza al usar el dispositivo debido a la semejanza con su extremidad original, estas dimensiones igualmente se tiene una especificación para cumplir este criterio.

Una vez obtenidos los criterios de evaluación, se procede a evaluar los pesos específicos de los mismos como se muestra en la Tabla 2.6.

Tabla 2. 6. Evaluación del peso específico de cada criterio.

Dimensiones=Fiabilidad>Masa>Fuerza>Costo>Velocidad								
Criterio	Dimensiones	Fiabilidad	Masa	Fuerza	Velocidad	Costo	$\Sigma+1$	Ponderación
Dimensiones		0,5	1	1	1	1	5,5	0,26190476
Fiabilidad	0,5		1	1	1	1	5,5	0,26190476
Masa	0	0		1	1	1	4	0,19047619
Fuerza	0	0	0		1	1	3	0,14285714
Velocidad	0	0	0	0		0	1	0,04761905
Costo	0	0	0	0	1		2	0,0952381
SUMA							21	1

Se puede apreciar en la Tabla 2.6 que el criterio “dimensiones” y “fiabilidad” tienen mayor prioridad ya que su ponderación es de 0,262 en ambos casos, por lo que se concluye que son los criterios más importantes al momento de seleccionar la alternativa de solución del prototipo.

2.5.5.1 Evaluación del peso específico del criterio: dimensiones.

En la Tabla 2.7 al analizar el criterio dimensiones, se ha obtenido como resultado una ponderación de 0,4 de la alternativa 1, lo que la convierte en la solución más adecuada.

Tabla 2. 7. Evaluación del peso específico del criterio dimensiones.

Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2 = Alternativa 4						
Dimensiones	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\Sigma+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	1	1	4	0,4
Alternativa 2	0		0	0,5	1,5	0,15
Alternativa 3	0	1		1	3	0,3
Alternativa 4	0	0,5	0		1,5	0,15
SUMA					10	1

2.5.5.2 Evaluación del peso específico del criterio: masa.

En la Tabla 2.8 una vez analizado el criterio masa, se ha obtenido como resultado una ponderación de 0,4 para la alternativa 4, siendo de esta manera la opción idónea para el prototipo, el cual tiene una restricción en su masa.

Tabla 2. 8. Evaluación del peso específico del criterio masa.

Alternativa 4 > Alternativa 1 > Alternativa 3 > Alternativa 2						
Masa	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	1	0	3	0,3
Alternativa 2	0		0	0	1	0,1
Alternativa 3	0	1		0	2	0,2
Alternativa 4	1	1	1		4	0,4
SUMA					10	1

2.5.5.3 Evaluación del peso específico del criterio: fiabilidad.

En la Tabla 2.9 se analiza el criterio fiabilidad, de esta se obtiene como resultado una ponderación de 0,4 para la alternativa 1, por lo que se concluye que esta alternativa es la que funcionará mejor que las otras alternativas debido a que sus componentes tienen mejores características y son más simples de utilizar.

Tabla 2. 9. Evaluación del peso específico del criterio fiabilidad.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 4						
Fiabilidad	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	1	1	4	0,4
Alternativa 2	0		1	1	3	0,3
Alternativa 3	0	0		1	2	0,2
Alternativa 4	0	0	0		1	0,1
SUMA					10	1

2.5.5.4 Evaluación del peso específico del criterio: fuerza.

En la Tabla 2.10 se analiza el criterio fuerza, de esta se obtiene como resultado una ponderación de 0,35 para las alternativas 1 y 3. Dichas alternativa tiene actuadores y mecanismos que les permiten soportar mayores fuerzas que las otras opciones.

Tabla 2. 10. Evaluación del peso específico del criterio fuerza

Alternativa 1 = Alternativa 3 > Alternativa 2 > Alternativa 4						
Fuerza	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\sum+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	0,5	1	3,5	0,35
Alternativa 2	0		0	1	2	0,2
Alternativa 3	0,5	1		1	3,5	0,35
Alternativa 4	0	0	0		1	0,1
SUMA					10	1

2.5.5.5 Evaluación del peso específico del criterio: velocidad.

En la Tabla 2.11 se analiza el criterio velocidad, resultando las alternativas 1 y 3 con la mejor ponderación. Estas alternativas resultan con una velocidad más óptima debido a que sus actuadores son capaces de mover los dedos del prototipo a una velocidad similar al de una mano humana, la cual es una especificación técnica.

Tabla 2. 11. Evaluación del peso específico del criterio velocidad.

Alternativa 1 = Alternativa 3 > Alternativa 4 > Alternativa 2						
Velocidad	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\Sigma+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	0,5	1	3,5	0,35
Alternativa 2	0		0	0	1	0,1
Alternativa 3	0,5	1		1	3,5	0,35
Alternativa 4	0	1	0		2	0,2
SUMA					10	1

2.5.5.6 Evaluación del peso específico del criterio: costo

En la Tabla 2.12 se analiza el criterio costo, y se obtiene una mejor ponderación de la alternativa 1. Dicha alternativa resulta la más conveniente debido a que sus componentes son más económicos que el resto de alternativas.

Tabla 2. 12. Evaluación del peso específico del criterio costo.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3 > Alternativa 4						
Costo	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	$\Sigma+1$	Ponderación
Alternativa 1		1	1	1	4	0,4
Alternativa 2	0		1	1	3	0,3
Alternativa 3	0	0		1	2	0,2
Alternativa 4	0	0	0		1	0,1
SUMA					10	1

2.5.5.7 Conclusiones de las evaluaciones de los pesos específicos de los criterios de evaluación

Una vez evaluados los pesos específicos de cada criterio de evaluación, ya se tiene una tabla de conclusiones final (Tabla. 2.13), en la cual se determina que la mejor

solución posible para el prototipo del presente proyecto es la alternativa 1, la cual tiene una ponderación total de 0,371 superando a la alternativa 3 la cual alcanza una ponderación de 0,255 y es la segunda opción. Cabe mencionar que aunque la alternativa 1 es la mejor opcionada, no quiere decir que no se le pueda combinar elementos de las demás alternativas en caso de ser necesario, en el capítulo tres se define todo lo que es útil para el buen término del proyecto.

Tabla 2. 13. Tabla de conclusiones.

Conclusiones	Dimensiones	Fiabilidad	Masa	Fuerza	Velocidad	Costo	Σ	Prioridad
Alternativa 1	0,1047619	0,1047619	0,0571429	0,05	0,0166667	0,0381	0,371	1
Alternativa 2	0,03928571	0,0785714	0,0190476	0,028571	0,0047619	0,02857	0,199	3
Alternativa 3	0,07857143	0,052381	0,0380952	0,05	0,0166667	0,01905	0,255	2
Alternativa 4	0,03928571	0,0261905	0,0761905	0,014286	0,0095238	0,00952	0,175	4

2.6 ESQUEMA DE SOLUCIÓN

En la Figura 2.5 se muestra el esquema del prototipo de prótesis transradial que se diseñará en el Capítulo III, es importante mencionar que no es la solución final, tan solo una representación de las partes que componen el prototipo.

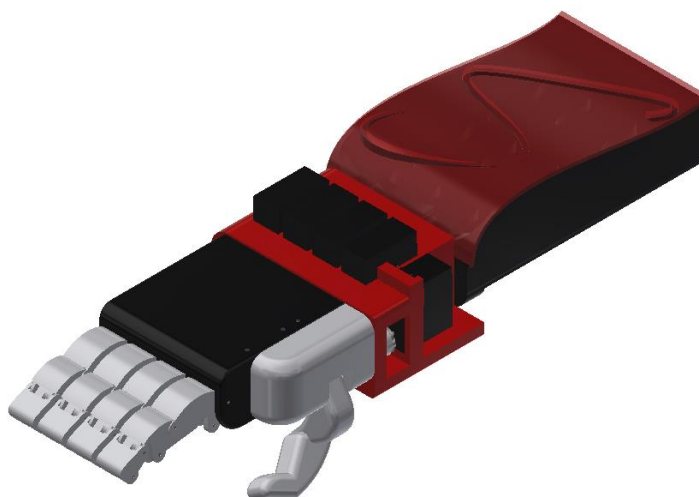


Figura 2. 5. Prototipo de prótesis.

En el siguiente capítulo se diseña cada uno de los elementos que componen al prototipo de prótesis transradial, al igual que se diseña la tarjeta de control y se desarrolla el software que comandará al mismo.

CAPÍTULO III

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA Y DISEÑO

3.1 ANÁLISIS DE FUNCIONALIDAD DE LA MANO HUMANA

La mano es el órgano terminal de la extremidad superior, siendo en el cuerpo humano la parte que mayor funcionalidad presenta, permitiendo de esta manera realizar una gran variedad de movimientos lo que a su vez permite interactuar con el medio que rodea a la persona.

La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conectan a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos [38]. La estructura ósea de la mano se muestra en la Figura.3.1.

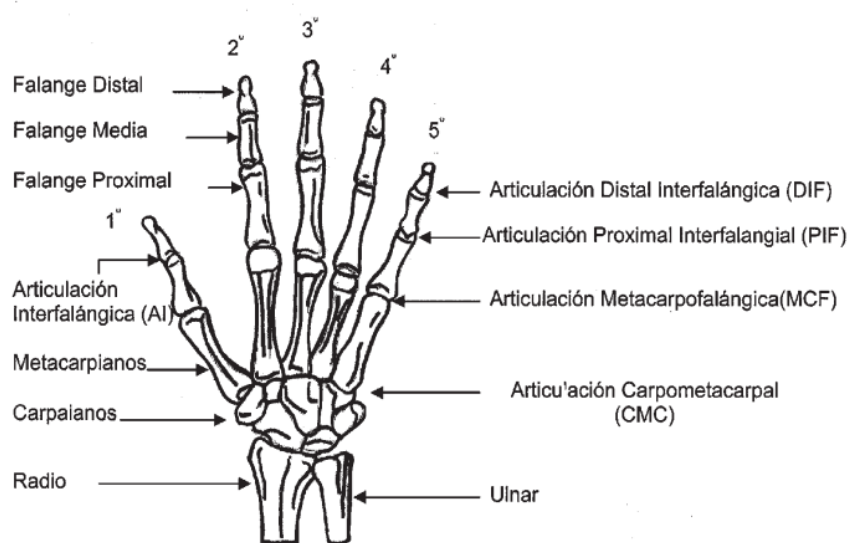


Figura 3. 1. Estructura ósea de la mano, [39].

La mano humana consta de cinco dedos (pulgar, índice, medio anular y meñique) mostrados en la Figura 3.1. (1º,2º,3º,4º,5º) respectivamente; cada dedo se compone de tres falanges (distal, media, proximal), exceptuando el pulgar, el cual tiene solo falange distal y proximal.

El dedo índice y pulgar presentan la mayor funcionalidad ya que tienen un conjunto de músculos que les permite una buena precisión y resolución fina en sus movimientos, el dedo medio presenta una considerable fuerza el cual sirve para agarres de elementos grandes y también para la escritura en algunas personas.

El dedo meñique permite un alcance mayor en la mano y además tiene musculatura propia lo que lo hace independiente, el dedo anular ofrece menor presión y fuerza considerándolo un auxiliar del dedo meñique.

En la Figura 3.2, se presenta la ubicación de las falanges y articulaciones en un dedo humano.



Figura 3. 2. Falanges y articulaciones del dedo, [40].

El dedo pulgar, “es el agente de la pinza pulgar-dedos. Sin él los movimientos de los dedos constituirán solo presiones globales en vez de movimientos precisos” [41] a continuación se explica los movimientos de este dedo.

En la Figura 3.3, se puede observar los diferentes movimientos que puede realizar el dedo pulgar, en la parte A de dicha figura se detalla el movimiento de aducción del dedo pulgar, se dirige a la cara lateral del dedo, la parte B de la figura se muestra el movimiento de abducción del dedo que es la acción contraria a la aducción, en rango de 35 hasta 40 grados.

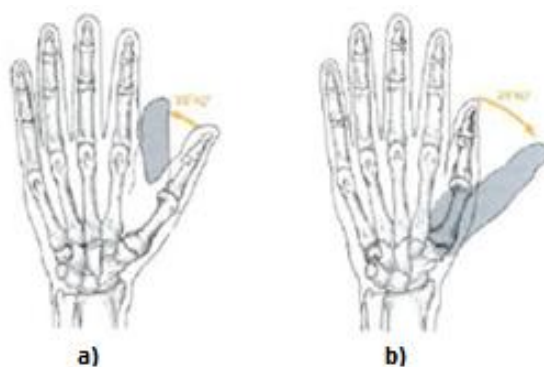


Figura 3. 3. Movimientos del pulgar: a) Aducción, b) Abducción, [41].

En la Figura 3.4, en el lado izquierdo se puede observar el movimiento de flexión del dedo pulgar; en el lado derecho, realiza un movimiento llamado oposición del dedo pulgar, lo cual según se observa lo conduce al dedo meñique permitiendo un movimiento de presión o cierre de la mano.

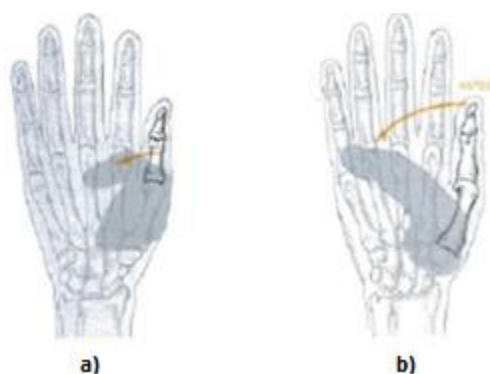


Figura 3. 4. Movimientos del pulgar: a) Flexión, b) Oposición del pulgar, [41].

El último movimiento que realiza el pulgar es el mostrado en la Figura 3.5 en el cual el dedo regresa a su posición inicial, siendo este un movimiento de reposición.



Figura 3. 5. Movimiento de reposición del pulgar, [41].

Cada articulación de los dedos tiene ciertas restricciones y límites de movimiento, el dedo índice puede representar el movimiento de los demás dedos exceptuando el pulgar, esto se muestra en la Tabla 3.1

Tabla 3. 1. Articulaciones y límites de la mano humana.

Dedo	Articulación	Grados de libertad	Ángulo flexión extensión	Ángulo abducción aducción
Índice	DIF	1	60	-
	PIF	1	100	-
	MCF	2	90	60
Pulgar	IF	1	85	-
	MCF	2	50	30
	CMC	2	120	45

La mano humana ofrece una variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grandes grupos:

- Movimientos prensiles: un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano.
- Movimientos no prensiles: no se realiza agarre de objetos pero estos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales.

Según Schlesinger en [42] define seis tipos básicos de agarres de la mano humana (Figura 3.6) los cuales son:

- Agarre cilíndrico (A)
- De pinza (B)
- De gancho (C)
- De palma o palmar (D)
- Esférico (E)
- De lado o lateral (F)

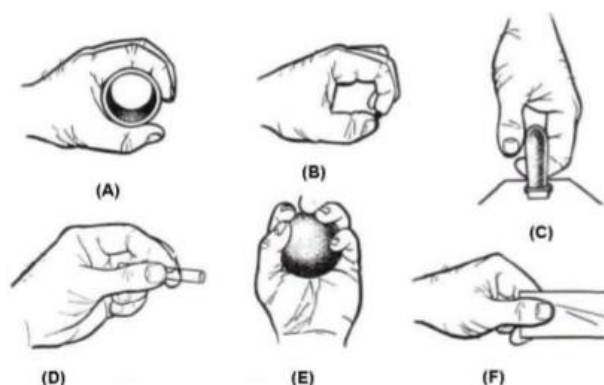


Figura 3. 6. Agarres de la mano humana, [42].

Un estudio realizado por el Grupo de Investigación en Movimiento Corporal de la Universidad del Cauca, se determina que los movimientos más comunes (de pinza, agarre cilíndrico, agarre esférico, palmar, lateral y de gancho) se pueden llevar a cabo con solo tres dedos, el dedo medio, el índice y el pulgar, actuando los dedos anular y meñique solo de soporte [40]. El presente prototipo se implementa con los cinco dedos por motivos estéticos pero se dará énfasis en el funcionamiento de los tres dedos (pulgar, índice y medio) para lograr los movimientos necesarios.

Según lo descrito en las especificaciones técnicas en el capítulo dos, las dimensiones para realizar el prototipo se basa en la Norma DIN 33 402 2° parte, la cual especifica medidas estándar del cuerpo humano, de esta manera se pretende lograr un prototipo proporcional a una mano humana, esto se puede apreciar en las siguientes figuras: Figura 3.7, Figura 3.8, Figura 3.9 y tablas: Tabla 3.2, Tabla 3.3, Tabla 3.4, tomado de [2], como se indica a continuación:

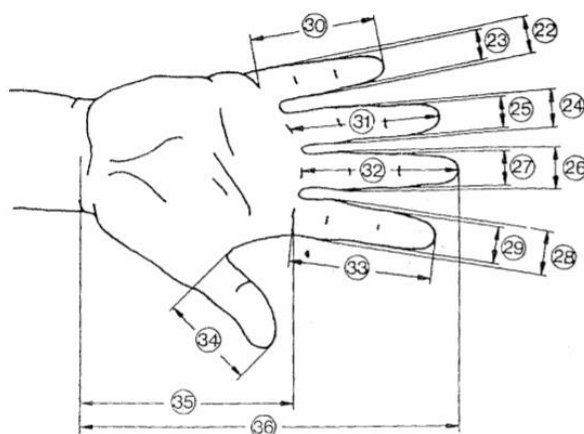


Figura 3. 7. Dimensiones de los dedos de la mano humana según Norma DIN 33 402 2° parte.

Tabla 3. 2. Dimensiones de los dedos de la mano humana según Norma DIN 33 402 2° parte

Dimensiones en cm	PERCENTIL					
	HOMBRES			MUJERES		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
22. ANCHO DEL MEÑIQUE EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23. ANCHO DEL MEÑIQUE PRÓXIMO DE LA YEMA	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24. ANCHO DEL DEDO ANULAR EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25. ANCHO DEL DEDO ANULAR PRÓXIMO A LA YEMA	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26. ANCHO DEL DEDO MAYOR EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27. ANCHO DEL DEDO MAYOR PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30. LARGO DEL DEDO MEÑIQUE	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31. LARGO DEL DEDO ANULAR	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32. LARGO DEL DEDO MAYOR	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33. LARGO DEL DEDO ÍNDICE	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34. LARGO DEL DEDO PULGAR	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35. LARGO DE LA PALMA DE LA MANO	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36. LARGO TOTAL DE LA MANO	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0



Figura 3. 8. Ancho del pulgar y grosor de mano según Norma DIN 33 402 2° parte.

Tabla 3. 3. Ancho del pulgar y grosor de mano según Norma DIN 33 402 2° parte.

Dimensiones en cm	PERCENTIL					
	HOMBRES			MUJERES		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
37. ANCHO DEL DEDO PULGAR	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38. GROSOR DE LA MANO	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

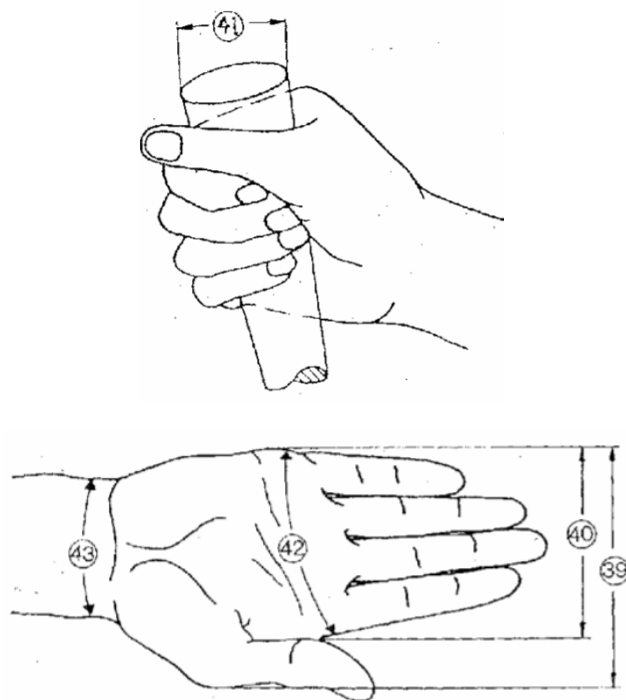


Figura 3. 9. Dimensiones de la mano según Norma DIN 33 402 2º parte.

Tabla 3. 4. Dimensiones de la mano según Norma DIN 33 402 2º parte

Dimensiones en cm	PERCENTIL					
	HOMBRES			MUJERES		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
39. ANCHO DE LA MANO INCLUYENDO DEDO PULGAR	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40. ANCHO DE LA MANO EXCLUYENDO EL DEDO PULGAR	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41. DIÁMETRO DE AGARRE DE LA MANO*	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7
42. PERÍMETRO DE LA MANO	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43. PERÍMETRO DE LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7

3.2 DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO

3.2.1 DISEÑO DE LOS MECANISMO DE TRANSMISIÓN DE MOVIMIENTOS

Primero se identifican los mecanismos internos de movimiento (Figura 3.10), que para su estudio serán:

- Mecanismos de cuatro barras (r)
- Mecanismo manivela corredera (s)

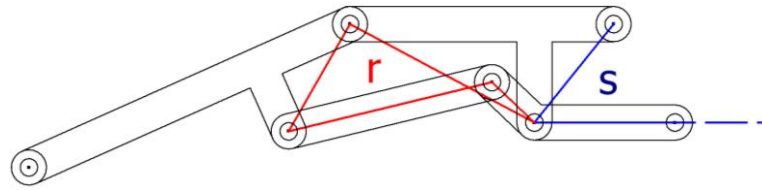


Figura 3. 10. Identificación de los mecanismos del dedo

Para observar de mejor manera a los mecanismos se lo esboza en la Figura 3.11 en la cual se da nombre a cada eslabón para cálculos posteriores.

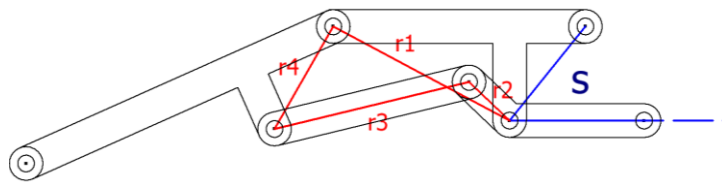


Figura 3. 11. Eslabonamiento del mecanismo.

Se necesita una posición inicial del mecanismo cuando la mano se encuentra en un estado de relajación y se procede a tomar las medidas de los ángulos que se forman entre las falanges los cuales resultan ser de doce grados aproximadamente (Figura 3.12).



Figura 3. 12. Posición natural de la mano.

3.2.2 FUNDAMENTACIÓN MATEMÁTICA DE LOS MECANISMOS

Se parte de la “CONDICIÓN DE GRASHOF”, la cual establece que “para que exista un movimiento relativo de rotación continua entre dos elementos es necesario que la suma de las longitudes de los eslabones más corto y más largo no supere a la suma de las longitudes de los otros dos” [43]; de esta manera se garantiza la continuidad del movimiento del mecanismo de cuatro barras, quedando la relación de los eslabones como se muestra en (1):

$$r_1 + r_2 = r_4 + r_3 \quad (1)$$

Donde:

- r_1 Eslabón más largo
- r_2 Eslabón más corto
- r_3, r_4 Eslabones intermedios.

La Figura 3.13 muestra los nombres de los eslabones y ángulos respectivos para el análisis.

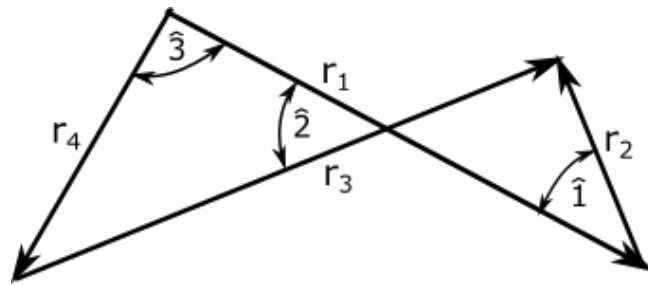


Figura 3. 13. Mecanismo de cuatro barras.

De (1), se abre en sus componentes:

$$r_4 \cdot (\cos(\hat{3}) i - \text{sen}(\hat{3}) j) + r_3 \cdot (\cos(\hat{2}) i + \text{sen}(\hat{2}) j) = r_1 i +$$

$$+ r_2 \cdot (-\cos(\hat{1}) i + \text{sen}(\hat{1}) j) \quad (2)$$

De (2), se separa en sus componentes en $\vec{i}$ y $\vec{j}$:

$$i: \quad r_4 \cdot \cos(\hat{3}) + r_3 \cdot \cos(\hat{2}) = r_1 - r_2 \cdot \cos(\hat{1}) \quad (3)$$

$$j: \quad -r_4 \cdot \text{sen}(\hat{3}) + r_3 \cdot \text{sen}(\hat{2}) = r_2 \cdot \text{sen}(\hat{1}) \quad (4)$$

Despejando en (3):

$$r_3 \cdot \cos(\hat{2}) = r_1 - (r_2 \cdot \cos(\hat{1}) + r_4 \cdot \cos(\hat{3})) \quad (5)$$

Despejando en (4):

$$r_3 \cdot \sin(\hat{2}) = r_2 \cdot \sin(\hat{1}) + r_4 \cdot \sin(\hat{3}) \quad (6)$$

Se eleva (5) al cuadrado:

$$r_3^2 \cdot \cos^2(\hat{2}) = r_1^2 + (r_2 \cdot \cos(\hat{1}) + r_4 \cdot \cos(\hat{3}))^2 \quad (7)$$

$$-2 \cdot r_1 \cdot (r_2 \cdot \cos(\hat{1}) + r_4 \cdot \cos(\hat{3}))$$

Se eleva (6) al cuadrado:

$$r_3^2 \cdot \sin^2(\hat{2}) = r_2^2 \cdot \sin^2(\hat{1}) + r_4^2 \cdot \sin^2(\hat{3}) + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot \sin(\hat{1}) \cdot \sin(\hat{3}) \quad (8)$$

Desarrollando el cuadrado de (7):

$$r_3^2 \cdot \cos^2(\hat{2}) = r_1^2 + r_2^2 \cdot \cos^2(\hat{1}) + r_4^2 \cdot \cos^2(\hat{3}) + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \quad (9)$$

$$\cdot \cos(\hat{1}) \cdot \cos(\hat{3}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3})$$

Se suma (8) y (9):

$$\begin{aligned} r_3^2 \cdot (\sin^2(\hat{2}) + \cos^2(\hat{2})) &= r_1^2 + r_2^2 \cdot (\sin^2(\hat{1}) + \cos^2(\hat{1})) \\ + r_4^2 \cdot (\sin^2(\hat{3}) + \cos^2(\hat{3})) &+ 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}) \cdot \cos(\hat{3}) + \sin(\hat{1}) \\ \cdot \sin(\hat{3})) &- 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3}) \end{aligned} \quad (10)$$

Simplificando (10)

$$\begin{aligned} r_3^2 &= r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}) \cdot \cos(\hat{3}) + \sin(\hat{1}) \\ \cdot \sin(\hat{3})) &- 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3}) \end{aligned} \quad (11)$$

Las barras tienen longitud constante por lo que:

$$r_3^2(\text{inicial}) = r_3^2(\text{final})$$

Entonces de (11) se obtiene:

$$\begin{aligned}
 r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}_{inicial}) \cdot \cos(\hat{3}_{inicial}) + \text{sen}(\hat{1}_{inicial}) \cdot \text{sen}(\hat{3}_{inicial})) - 2 \\
 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}_{inicial}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3}_{inicial}) = r_1^2 + r_2^2 \\
 + r_4^2 + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}_{final}) \cdot \cos(\hat{3}_{final}) + \text{sen}(\hat{1}_{final}) \cdot \text{sen}(\hat{3}_{final})) \\
 - 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}_{final}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3}_{final})
 \end{aligned}
 \tag{12}$$

Despejando r_2 de (12):

$$\begin{aligned}
 r_2 = \\
 = \frac{-2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{3}_{final}) - \cos(\hat{3}_{inicial}))}{2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}_{inicial}) \cdot \cos(\hat{3}_{inicial}) + \text{sen}(\hat{1}_{inicial}) \cdot \text{sen}(\hat{3}_{inicial}) - \cos(\hat{1}_{final}) \cdot \cos(\hat{3}_{final}) \\
 - \text{sen}(\hat{1}_{final}) \cdot \text{sen}(\hat{3}_{final})) - 2 \cdot r_1 \cdot (\cos(\hat{1}_{inicial}) - \cos(\hat{1}_{final}))}
 \end{aligned}
 \tag{13}$$

Despejando r_3 de (11) y reemplazando r_2 de (13) en (11):

$$\begin{aligned}
 r_3 = \\
 = \left(r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2 \cdot r_2 \cdot r_4 \cdot (\cos(\hat{1}_{inicial}) \cdot \cos(\hat{3}_{inicial}) + \text{sen}(\hat{1}_{inicial}) \cdot \text{sen}(\hat{3}_{inicial})) \right)^{\frac{1}{2}} \\
 - 2 \cdot r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\hat{1}_{inicial}) - 2 \cdot r_1 \cdot r_4 \cdot \cos(\hat{3}_{inicial})
 \end{aligned}
 \tag{14}$$

Una vez despejadas estas fórmulas, se procede a encontrar los datos necesarios para resolver r_2 y r_3 , esto se lo realiza gráficamente, en el software Autodesk Inventor 2017 versión estudiantil, como se aprecia en la Figura 3.14, previamente se ha diseñado las falanges de los dedos ya que el mecanismo debe adaptarse a dichas falanges y no viceversa para de esta manera cumplir de que los dedos tengan las dimensiones especificadas en la norma DIN 33 402 2° parte.

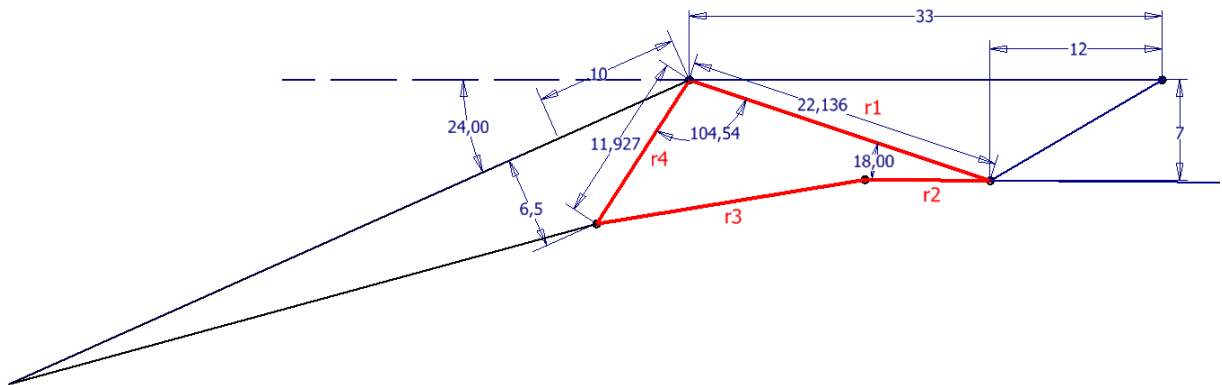


Figura 3. 14. Dimensiones de los eslabones del mecanismo del dedo.

Con las dimensiones de las cotas y los ángulos obtenidos en la Figura 3.14 se realiza la Tabla 3.5 en la cual se presentan las dimensiones de los eslabones que componen el mecanismo “r” así como los ángulos entre los mismos.

Tabla 3. 5. Datos y respuestas de longitud de eslabones.

		Inicial	Final
Ángulo (grados)	$\hat{1}$	-18	180
	$\hat{3}$	104,54	4,54
Eslabón (milímetros)	r_1	22,136	
	r_4	11,927	

		Respuesta
Eslabón (milímetros)	r_2	8,736
	r_3	19,006

En la Tabla 3.5 también se presentan las respuestas de los eslabones faltantes 2 y 3, quedando así el mecanismo de transmisión de movimiento del dedo completo como se aprecia en la Figura 3.15, en la cual se comprueba gráficamente que las dimensiones de los eslabones 2 y 3 coinciden con los calculados previamente mediante (13) y (14).

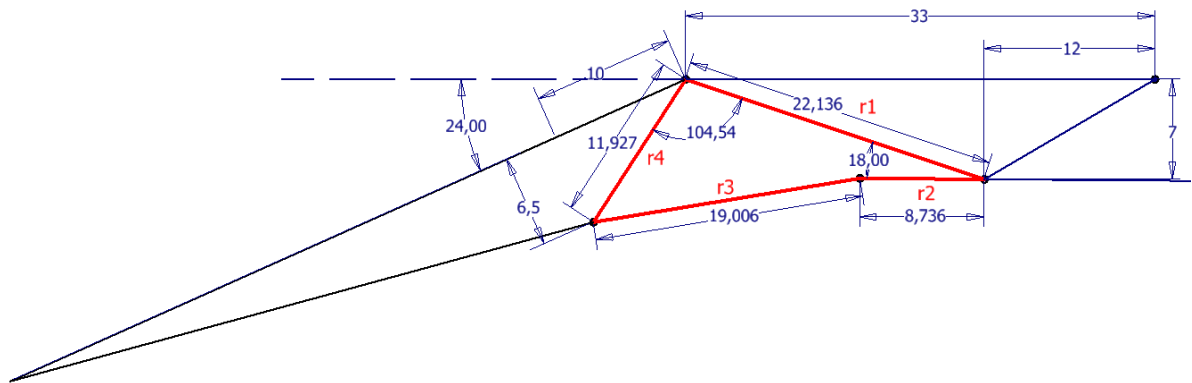


Figura 3. 15. Dimensiones de los eslabones completos del mecanismo del dedo.

3.2.3 ANÁLISIS DE ESFUERZOS

Para realizar el análisis de esfuerzos del mecanismo, primero se lo divide en sus componentes mecánicas para visualizar de mejor manera, como se lo aprecia en la Figura 3.16.

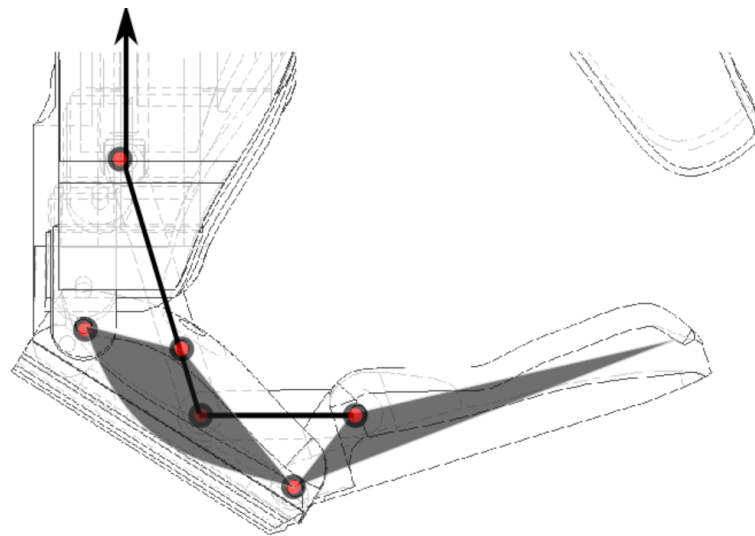


Figura 3. 16. Descomposición del mecanismo en sus eslabones y falanges.

A continuación se realiza el diagrama de cuerpo libre del mecanismo con las fuerzas y reacciones que actúan en este, además las distancias (en milímetros) a las que se encuentran los ejes de rotación donde actúan las fuerzas y reacciones, esto se observa en la Figura 3.17.

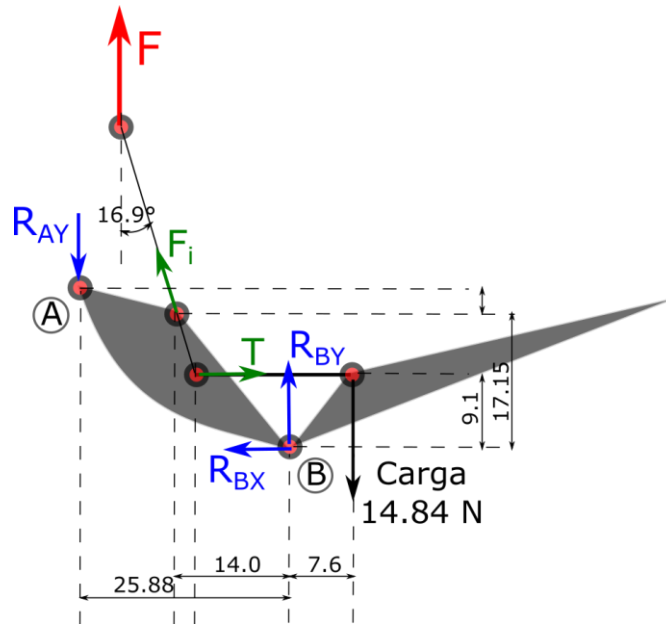


Figura 3. 17. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de movimiento del dedo.

En las especificaciones se tiene que la mano debe tener una fuerza de agarre de 44,5 N, la cual se considera que es cuando la mano realiza un agarre de gancho (por ejemplo al sujetar una cartera) se considera además que soporta esta carga en mínimo tres dedos por lo que la carga por dedo sería de 14,84 N como se puede apreciar en la Figura 3.17, y a continuación se procede a resolver las reacciones que se generan en los distintos puntos de apoyo.

Se simplifica el diagrama de la Figura 3.17 realizando la sumatoria de momentos en el punto B para de esa manera encontrar la reacción (T), como se indica a continuación:

$$\Sigma M_B = 0$$

$$Carga \cdot 0,0076 - T \cdot 0,0091 = 0 \quad (15)$$

Se conoce que la $Carga = 14,84\text{N}$, despejando (15), se encuentra T :

$$T = 12,39\text{N}$$

Ahora se realiza un nuevo diagrama de cuerpo libre simplificado como se muestra en la Figura 3.18 y se procede a encontrar la fuerza (F) que es la que debe soportar el actuador, esto se lo puede ver a continuación:

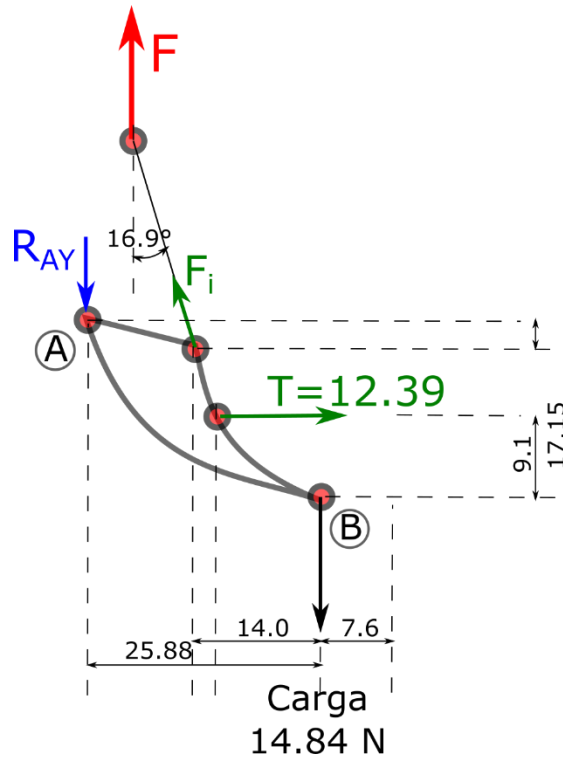


Figura 3. 18. Diagrama de cuerpo libre simplificado del mecanismo.

Para encontrar las reacciones necesarias se realiza la sumatoria de fuerzas en X, Y y momentos en el punto B, se hace un análisis estático según el diagrama de la Figura 3.18, de la siguiente manera:

$$\Sigma F_y = 0$$

$$F - R_{Ay} - \text{Carga} = 0 \quad (16)$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$-F_{ix} + T = 0$$

$$T = F_{ix} = F \cdot \tan 16,9^\circ = 0,3 \cdot F \quad (17)$$

$$\Sigma M_B = 0$$

$$T \cdot 0,0091 - F_{ix} \cdot 0,01715 + F \cdot 0,014 - R_{Ay} \cdot 0,0258 = 0 \quad (18)$$

Reemplazando (17) en (18):

$$0,3 F \cdot 0,0091 - 0,3 F \cdot 0,01715 + F \cdot 0,014 - R_{Ay} \cdot 0,025 = 0$$

Se encuentra el valor de la reacción R_{Ay} :

$$R_{Ay} = \frac{0,0116}{0,0258} \cdot F = 0,449 \cdot F \quad (19)$$

De (17) se despeja F :

$$F = \frac{T}{0,3} = \frac{12,39 \text{ N}}{0,3} \quad (20)$$

Resolviendo (20) se tiene:

$$F = 41,3 \text{ N}$$

La fuerza que debe soportar el actuador para mantener el mecanismo estático cuando se aplica la máxima fuerza de carga en el dedo es de 41,3N.

Reemplazando F en (19):

$$R_{Ay} = 0,449 \cdot 41,3 \text{ N} = 18,54 \text{ N} \quad (21)$$

El eslabón medial y proximal están sometidos a tensión además se tiene las fuerzas resultantes que actúan sobre estos en T y F , con lo que se determina el esfuerzo aplicado en estas barras, además se debe considerar que cruza un eje por la mitad de la sección con un diámetro (d).

En la Tabla 3.6, se presentan las propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 304, el cual se usa en el prototipo. Se ha decidido usar acero inoxidable, ya que el prototipo podría usarse en condiciones de humedad y de esta manera evitar corrosión en el material.

Tabla 3. 6. Propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 304, [44].

	AISI 304	Típicos del 304
Resistencia máxima a la tensión, ksi (MPa)	75 (515) mín.	95 (655)
Límite elástico o esfuerzo de cedencia al 0,2%, ksi (MPa)	30 (205) mín.	46 (317)
Alargamiento % a 2" (50,8mm)	40 mín.	57,0
Dureza, Rockwell	B92 máx.	B84

Los eslabones están sometidos a tensión cuando se aplica la carga por lo que se usa la nomenclatura de la Figura 3.19 en posteriores análisis.

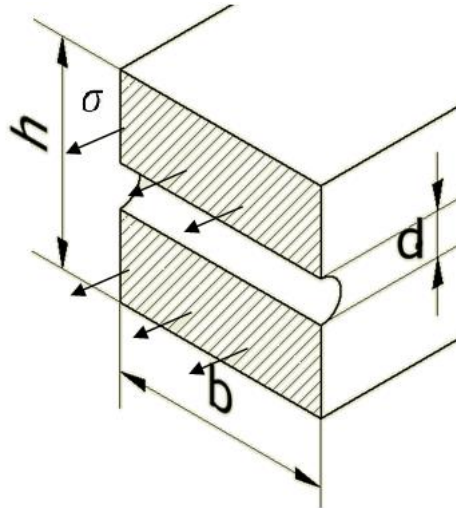


Figura 3. 19. Esfuerzo a tensión en barra del mecanismo.

Para el eslabón proximal se considera una $b=2\text{mm}$, $h=5,5\text{mm}$ y $d=3\text{mm}$, el esfuerzo a tensión del eslabón proximal (σ_1) se lo calcula de la siguiente manera:

$$\sigma_1 = \frac{F}{A} = \frac{F}{(b \cdot h) - (b \cdot d)} = \frac{F}{b \cdot (h - d)} = \frac{41,3\text{N}}{2\text{mm} \cdot (5,5\text{mm} - 3\text{mm})} = 8,26 \text{ MPa} \quad (22)$$

Para el eslabón medial se considera una $b=2\text{mm}$, $h=6\text{mm}$ y $d=2\text{mm}$ entonces el esfuerzo a tensión del eslabón medial (σ_2) se lo calcula de la siguiente manera.

$$\sigma_2 = \frac{F}{A} = \frac{T}{(b \cdot h) - (b \cdot d)} = \frac{T}{b \cdot (h - d)} = \frac{12,39\text{N}}{2\text{mm} \cdot (6\text{mm} - 2\text{mm})} = 1,55 \text{ MPa} \quad (23)$$

Como se puede apreciar en los cálculos de esfuerzos en los eslabones se tiene un esfuerzo que está muy por debajo de la resistencia del acero inoxidable AISI 304 (Tabla 3.6).

Además los ejes que atraviesan este eslabón, están sometidos a cortante y sabiendo que son de acero cuya resistencia a cortante de la Tabla 3.6 es de 205MPa y el diámetro es de 2mm, se calcula el esfuerzo a cortante (τ) en los ejes que atraviesan el eslabón proximal y medial a continuación, siendo:

- τ_1 esfuerzo a cortante del eslabón proximal,
- τ_2 esfuerzo a cortante del eslabón medial.

$$\tau_1 = \frac{V}{A} = \frac{F}{\pi \cdot r^2} = \frac{41,3 \text{ N}}{\pi \cdot (1,5\text{mm})^2} = 5,84 \text{ MPa} \quad (24)$$

$$\tau_2 = \frac{V}{A} = \frac{T}{\pi \cdot r^2} = \frac{12,39 \text{ N}}{\pi \cdot (1\text{mm})^2} = 3,94 \text{ MPa} \quad (25)$$

Dado los valores reducidos de esfuerzo tanto a tensión como cortante, no amerita la consideración de factores de seguridad

3.2.4 MODELO CINEMÁTICO DEL PROTOTIPO

En esta sección se presenta el modelo cinemático del prototipo, esto se realiza mediante la representación de Denavit - Hartenberg.

3.2.4.1 Problema cinemático

La mano humana opera como un conjunto de cadenas cinemáticas abiertas similares a los brazos manipuladores robóticos. Por tal motivo para resolver el problema cinemático se considera las características geométricas (parámetros de Denavit - Hartenberg) para lograr la funcionalidad y movimientos necesarios en el prototipo. Se considera los movimientos de las variables articulares sin considerar las fuerzas que originan dicho movimiento debido a los movimientos lentos que realiza el prototipo.

El problema cinemático analiza dos situaciones principales (Figura 3.20):

1. Cinemática inversa
2. Cinemática directa

1. Cinemática Directa: A partir de un conjunto de parámetros físicos, que definen la geometría de un manipulador dado, y de los ángulos (asumiendo articulaciones de tipo rotacional) y/o desplazamientos (asumiendo articulaciones de tipo traslacional) articulares se halla la posición y orientación del efector final en el espacio tridimensional [45].

2. Cinemática Inversa: A partir de un conjunto de parámetros físicos, que definen la geometría de un manipulador dado, y de una posición y orientación específica del

efector final se halla el conjunto de ángulos y/o desplazamientos articulares que dan como resultado dicha posición y orientación del efector final [45].

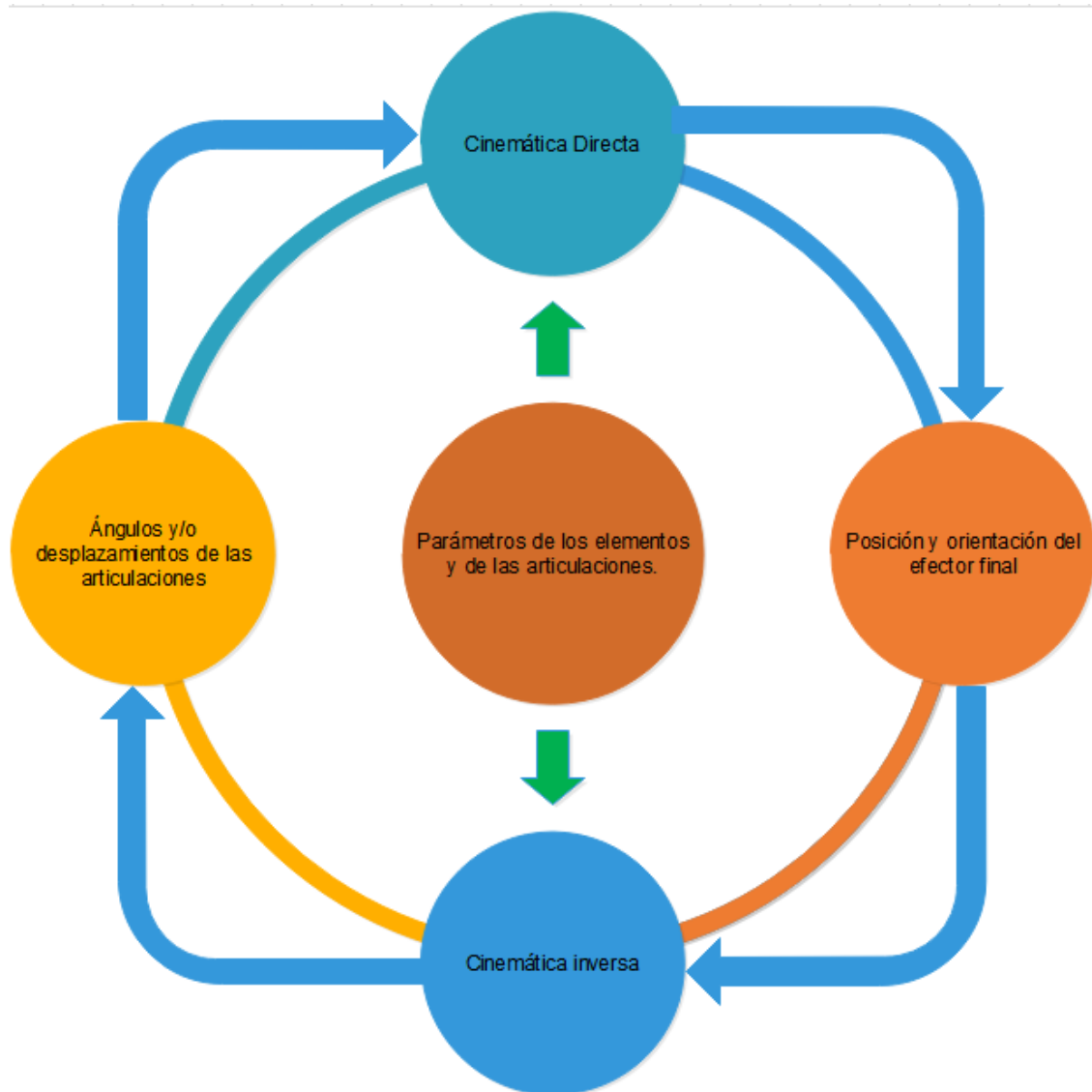


Figura 3. 20. El problema cinemático.

3.2.4.2 Representación de Denavit – Hartenberg

Denavit y Hartenberg proponen un modelo matricial para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas (ligado al cuerpo) para cada elemento de una cadena articulada. D-H resulta en una matriz de transformación homogénea de 4x4 que representa cada uno de los sistemas de coordenadas de los elementos de la articulación con respecto al sistema de coordenadas del elemento previo.

Mediante transformaciones secuenciales, el efector final expresado en las coordenadas del dedo se puede transformar y expresar en las coordenadas de la base [45].

Las reglas para determinar cada sistema son:

- El eje z_{i-1} yace a lo largo del eje de la articulación
- El eje x_i es normal al eje z_{i-1} y apunta hacia afuera.
- El eje y_i completa el sistema de coordenadas dextrógiro según se requiera

La representación D-H de un elemento rígido depende de 4 parámetros geométricos asociados con cada elemento (Figura 3.21).

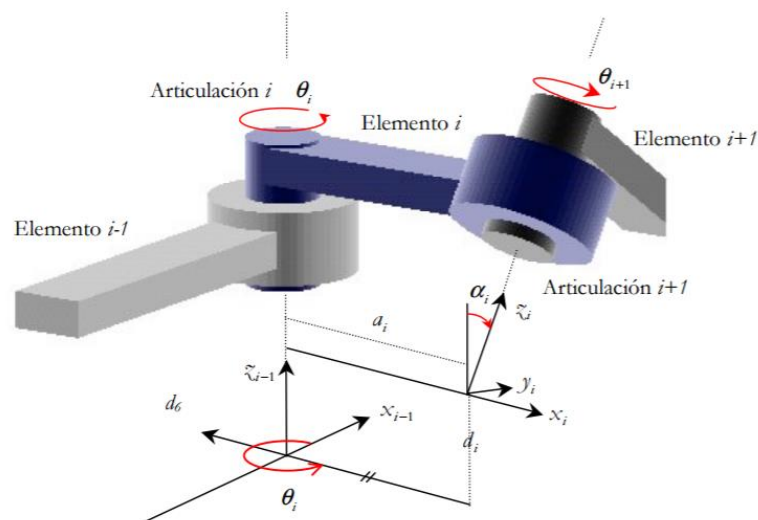


Figura 3. 21. Asignación de parámetros cinemáticos según Denavit – Hartenberg, [45].

Siendo:

- θ_i : Ángulo de la articulación del eje x_{i-1} al eje x_i respecto del eje z_{i-1}
- d_i : Distancia desde el origen del sistema de coordenadas (i-1)-ésimo hasta la intersección del eje i -1 z con el eje x_i a lo largo del eje z_{i-1} .
- a_i : Distancia de separación desde la intersección del eje z_{i-1} con el eje x_i hasta el origen del sistema i-ésimo a lo largo del eje i x (o la distancia más corta entre los ejes z_{i-1} y z_i cuando los ejes de articulación son paralelos)
- α_i : Ángulo de separación del eje z_{i-1} al eje z_i respecto del eje x_i

A continuación se representa gráficamente las articulaciones con sus respectivos ejes coordenados del prototipo, Figura 3.23, para posteriormente realizar la matriz de Denavit – Hartenberg.

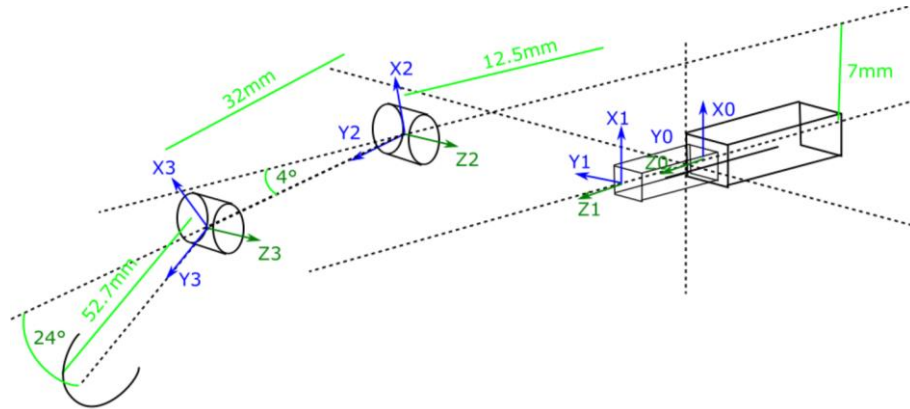


Figura 3. 22. Representación gráfica de parámetros cinemáticos del prototipo.

Ahora se realiza la Tabla 3.7 en donde se representa la matriz de Denavit – Hartenberg con los valores del prototipo, cabe mencionar que las unidades con los que se trabaja en esta matriz son:

- Ángulos en radianes
- Distancias en metros

Se usan estas unidades para facilitar la solución de la matriz de Denavit - Hartenberg en el software MATLAB posteriormente.

Tabla 3. 7. Matriz de Denavit - Hartenberg del prototipo.

Enlace	α_i	a_i	θ_i	d_i
1	0	0	0	d_1
2	$\pi/2$	0,007	$\theta_2 + 0,069$	0,012
3	0	0,0320	$\theta_3 + 0,418$	0
4	0	0,0527	0	0

En la Tabla 3.8 se muestran las variables articulares del dedo del prototipo, las cuales se usan en la solución del mecanismo.

Tabla 3. 8. Variables articulares del prototipo.

Variables articulares		
d1	θ_2	θ_3
0	0,069	0,418
2	0,31066861	0,42236968
4	0,51661746	0,50265482
6	0,69464104	0,60911991
8	0,85695666	0,73303829
10	1,00705498	0,86568331
12	1,14842665	0,996583
14	1,28805299	1,12399204
16	1,42767933	1,8971729
17	1,49923783	1,84132236

Para graficar la cinemática de un dedo se emplea la función “plotbot” de la librería HEMERO (Herramienta MATLAB-Simulink para la Enseñanza de la Robótica) la cual se emplea para robots manipuladores y está desarrollada para Matlab, la herramienta HEMERO se la puede obtener junto con el libro descrito en [46], la cual fue desarrollada por Aníbal Ollero el mismo autor del libro.

Las posiciones y orientaciones se definen empleando vectores de posición, matrices de rotación y matrices de transformación homogéneas. Usa vectores de posición aumentados para obtener expresiones coherentes con las matrices de transformación correspondientes a las articulaciones [46].

Las funciones MATLAB emplean como argumento una matriz con los parámetros de Denavit – Hartenberg. Cada fila i de esta matriz tiene cinco elementos: α_{i-1} , a_{i-1} , θ_i , d_i y otro parámetro adicional σ_i que indica si la articulación es de rotación (valor 0) o prismática (diferente de 0) [46].

En la Figura 3.23 se presentan las líneas de programación realizadas en MATLAB que permiten definir la matriz de parámetros de Denavit – Hartenberg del dedo medio del prototipo:

```

%Modelo cinemático directo Prototipo 2

clear all
t2=0.069; t3=0.418; t4=0; d1=0; % Estos valores de t1, t2 y t3 son los iniciales
L=1;
% Se crea la matriz dh con los parámetros del manipulador

dh=[0      0      0      d1      1;
    pi/2    0.007  t2    0.012  0;
    0      0.0320 t3    0      0;
    0      0.0527 t4    0      0];

q=[ [ 0.002 0.004 0.006 0.008 0.010 0.012 0.014 0.016 0.017]'
     [ 0.3106 0.5166 0.6946 0.8569 1.0070 1.1484 1.2880 1.4276 1.4992]'
     [ 0.4223 0.5026 0.6091 0.7330 0.8656 0.9965 1.1239 1.8971 1.8413]' [0 0 0 0 0 0 0 0 0]']

grid on; %activa la cuadrícula
hold on; %sostiene los dibujos creados
plotbot(dh,q,'1'); %dibujar el robot
title('Prototipo de prótesis');

```

Figura 3. 23. Definición de parámetros de Denavit - Hartenberg en MATLAB.

La función “plotbot” construye una representación gráfica del robot, se usa de dos formas como se muestra a continuación:

- plotbot(dh, q)
- plotbot(dh, q, OPT)

A partir de los parámetros cinemáticos contenidos en la matriz (dh) y de los valores de las variables articulares (q) que se ingresen. De esta manera se genera una representación gráfica simple en la que cada enlace se modela mediante un paralelepípedo de color cian. El sistema de coordenadas asociado al efector final se representa en color verde, mientras que los sistemas de coordenadas asociados a cada una de las articulaciones intermedias se representan en color rojo.

Si el parámetro Q es una matriz que representa una trayectoria en el espacio de las variables articulares (es decir, que contiene en cada fila el conjunto de variables articulares del robot), entonces el resultado es una animación del robot siguiendo dicha trayectoria.

El parámetro OPT será una cadena en la que se especificarán las opciones de representación que se deseen de entre las siguientes:

- d Establece que la representación se muestre en 2D (sobre el plano XY).
- f Dibujar los cuadros de referencia asociados a cada articulación.
- l No borrar el robot en cada paso si se trata de una animación.
- r Repetir la animación 50 veces.
- w Dibujar el sistema de referencia asociado al efector final.

Si no se usa el parámetro OPT se hace la representación convencional.

Por ejemplo mediante `plotbot(dh, q, 'dw')` se especificaría que la gráfica fuera en dos dimensiones y que se representa el sistema de referencia asociado al efector final [47].

En la figura 3.23 se muestra las líneas de código de MATLAB para la representación gráfica del dedo (`plotbot`), y en la Figura 3.24 se puede ver la representación gráfica del prototipo que se realiza con la representación de Denavit – Hartenberg.

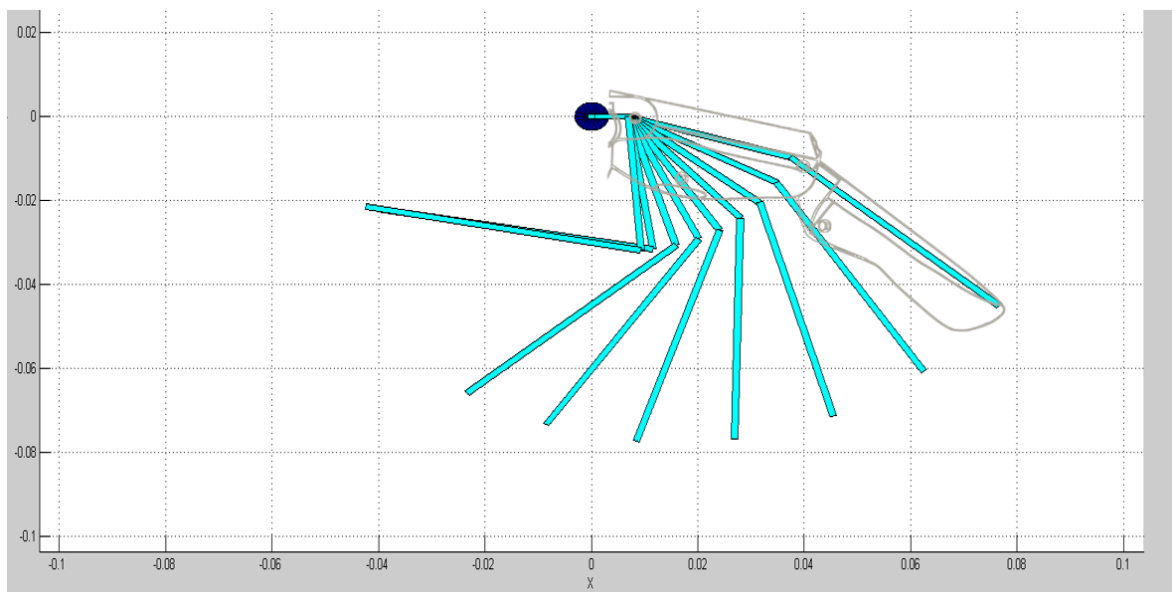


Figura 3. 24. Representación gráfica del dedo del prototipo.

3.2.5 SIMULACIONES DEL PROTOTIPO

El prototipo se diseña en AUTODESK INVENTOR (versión estudiantil 2017) el cual es un software CAD 3D cuyas características lo hacen apto para realizar diseños de ingeniería como: opciones de modelado con formas libres, directo y paramétrico,

herramientas de automatización del diseño y herramientas de visualización y simulación avanzadas.

Primero se diseña el prototipo en 3D lo cual ayuda a corregir contactos no deseados, además de visualizar todo el conjunto ensamblado para así tomar decisiones de ubicación de componentes sin que exista conflicto entre estos. La Figura 3.25 muestra el prototipo ensamblado con todos sus elementos mecánicos y placa de control cabe mencionar que los colores de la simulación no son los del prototipo físico, dichos colores son representativos para visualizar de mejor manera todos los elementos en el software INVENTOR.

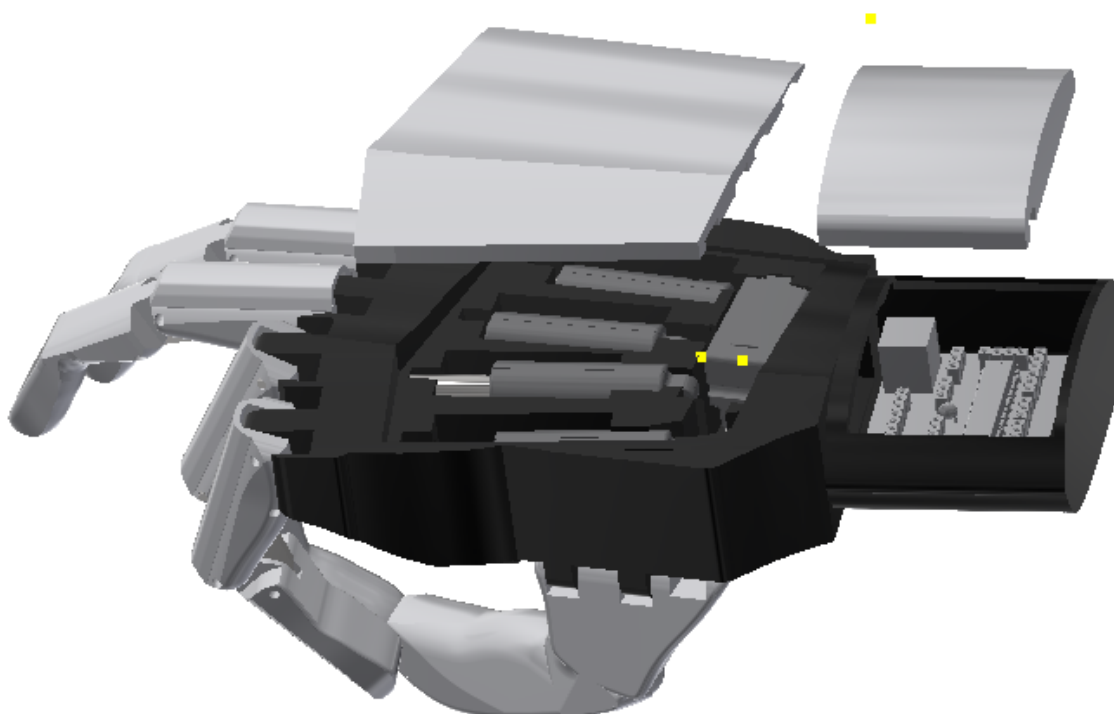


Figura 3. 25. Prototipo de prótesis simulado en AUTODESK INVENTOR 2017.

Se simula el dedo del prototipo que soporta un tercio de la carga como se ve en la sección 3.2.2 para corroborar los cálculos, esto se aprecia en la Figura 3.26.

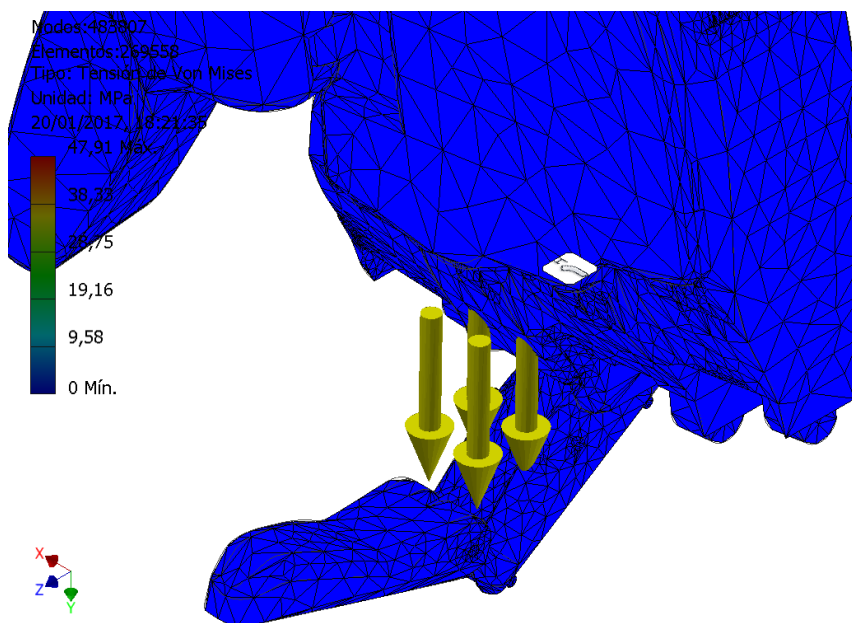


Figura 3. 26. Simulación con carga del dedo medio del prototipo.

Debido a que en la figura anterior no se aprecia en su totalidad los esfuerzos que soportan las distintas piezas, se simula independientemente las partes del prototipo para observar de mejor manera. En la Figura 3.27 se aprecia la falange proximal con sus respectivos esfuerzos.

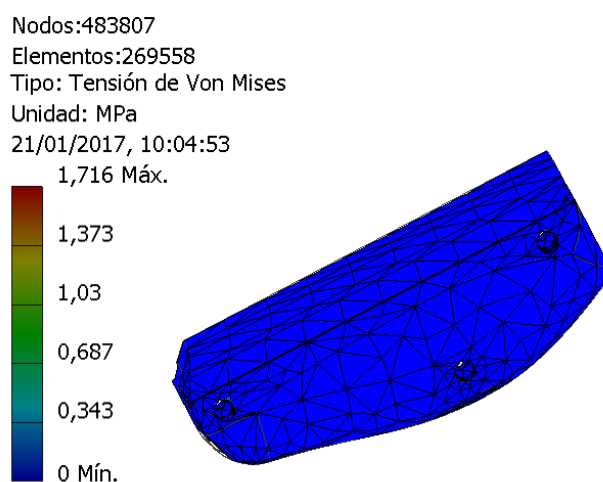


Figura 3. 27. Simulación de esfuerzos en falange proximal.

En la Figura 3.28 se muestra la falange medial – distal, como se puede observar en la escala de colores, el esfuerzo al que está sometido no es mayor a 2MPa, lo que permite asegurarse que la pieza soporta la carga de diseño.

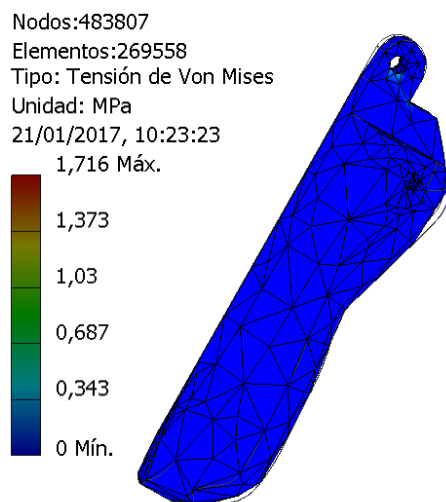


Figura 3. 28. Simulación con carga de falange media - distal

Para el eslabón proximal se presenta la simulación en la Figura 3.29 que se muestra a continuación.

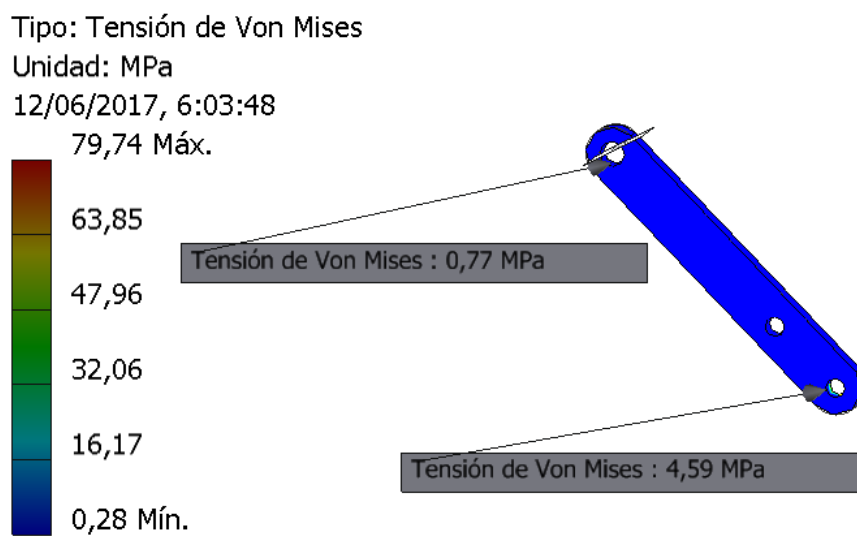


Figura 3. 29. Simulación con carga del eslabón proximal

Finalmente en la Figura 3.30 se simula el eslabón medial.

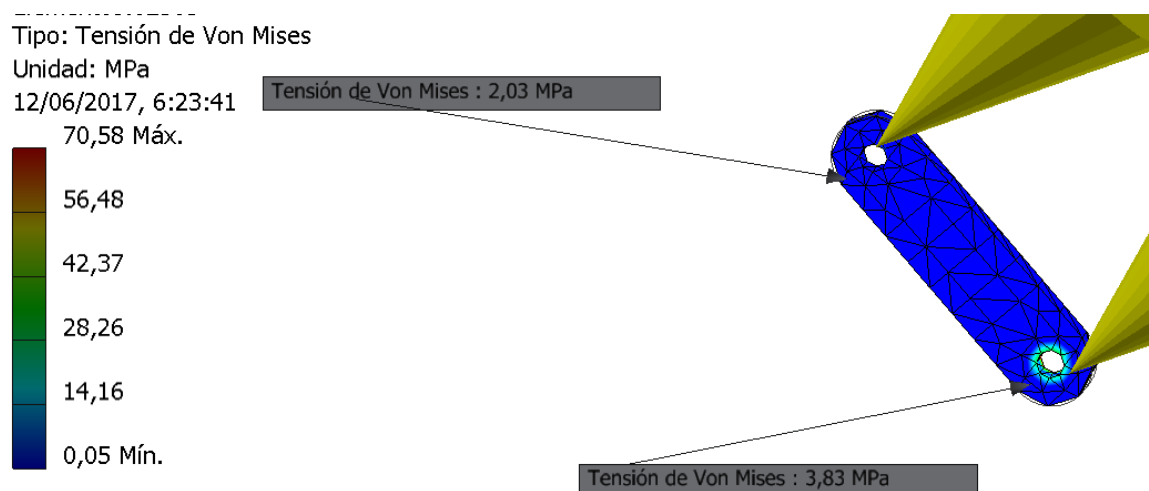


Figura 3. 30. Simulación con carga del eslabón medial

3.3 DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO.

En esta sección se da a conocer lo referente a diseño electrónico del prototipo para su correcto funcionamiento.

3.3.1 SENSOR MIOELÉCTRICO MYOWARE.

La medición de la activación muscular a través del potencial eléctrico, denominada electromiografía (EMG), tradicionalmente se utiliza para la investigación médica y el diagnóstico de trastornos neuromusculares. Sin embargo, con la llegada de microcontroladores y circuitos integrados cada vez más reducidos pero más potentes, los sensores EMG han encontrado su camino en prótesis, robótica y otros sistemas de control [33].

El sensor muscular de Advancer Technologies, Figura 3.31, mide la actividad de un músculo mediante el monitoreo del potencial eléctrico generado por las células musculares. Esto se conoce como electromiografía (EMG). El sensor amplifica y procesa la compleja actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal análoga simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador con un convertidor análogo a digital (ADC). A medida que el músculo se flexiona, aumenta el voltaje de salida del sensor. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular puede ser ajustada usando un

potenciómetro de que está en el sensor [33]. Un mayor detalle se encuentra en el Anexo B.

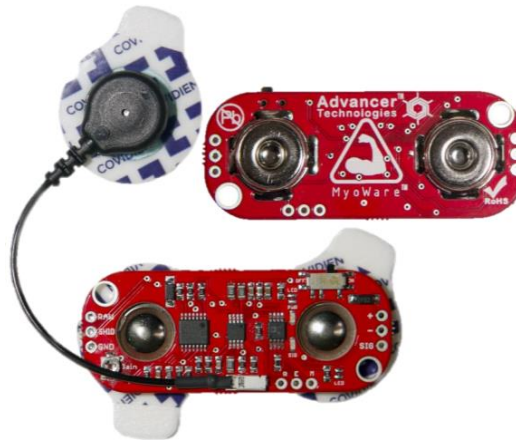


Figura 3. 31. Sensor mioeléctrico MyoWare, [33].

Características:

- Voltaje de funcionamiento: 2,9 V a 5,7 V
- Corriente de alimentación típico: 9mA
- Voltaje de salida análogo: 0 V a +Vs (voltaje de alimentación)
- Ganancia ajustable
- Salidas disponibles: EMG rectificada y EMG cruda
- Conectores de electrodos embebidos, los electrodos encajan directamente en el sensor MyoWare (alternativamente, se pueden conectar cables de electrodos externos)
- Indicadores ledes: un LED de potencia, y otro LED se ilumina cuando se flexiona el músculo
- Interruptor de alimentación
- Protector de voltaje inverso
- Dos orificios de montaje (apto para tornillos M3)

Dimensiones:

- Tamaño: 53,3 mm x 20,3 mm (sin el cable del electrodo de referencia, que es de ~76,2 mm de largo)
- Peso: 7,5 g (sin electrodos)

La Figura 3.32 muestra el esquema de conexión del sensor MyoWare.

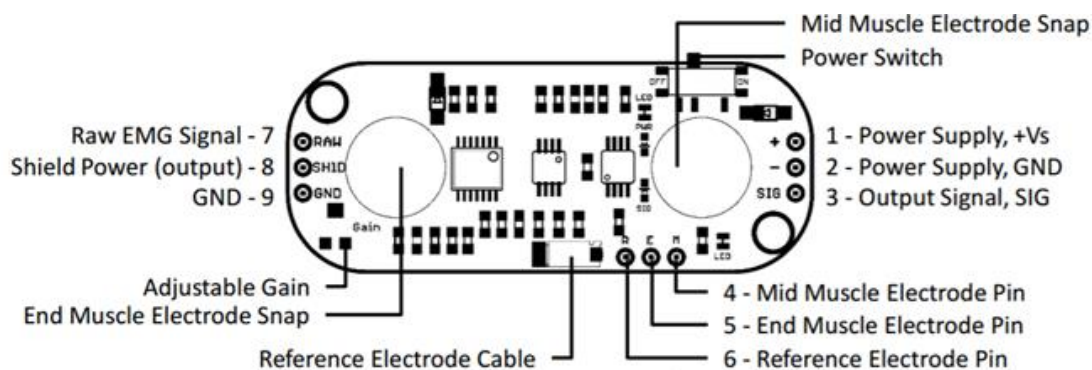


Figura 3. 32. Esquema de conexión del sensor MyoWare, [33].

3.3.2 MICROCONTROLADOR ATMEGA328PU.

El controlador que se usa en el prototipo es un ATmega328 / PU, Figura 3.33, debido a que es un microcontrolador que se lo encuentra en el mercado local con las características necesarias para el prototipo las cuales se explican a continuación.

ATmega328 es un CMOS de baja potencia de 8 bits, es un microcontrolador basado en la arquitectura RISC mejorada AVR. Es capaz de ejecutar potentes instrucciones en un solo ciclo de reloj, el ATmega328 / P alcanza rendimientos cercanos a 1MIPS por MHz. Esto da al diseñador la posibilidad para optimizar el dispositivo en cuanto a consumo de energía versus velocidad procesamiento [48]. Mayor detalle en el Anexo C.



Figura 3. 33. Microcontrolador Atmega 328/PU, [48].

En la Figura 3.35 se muestra la disposición de pines del ATMEGA328P.

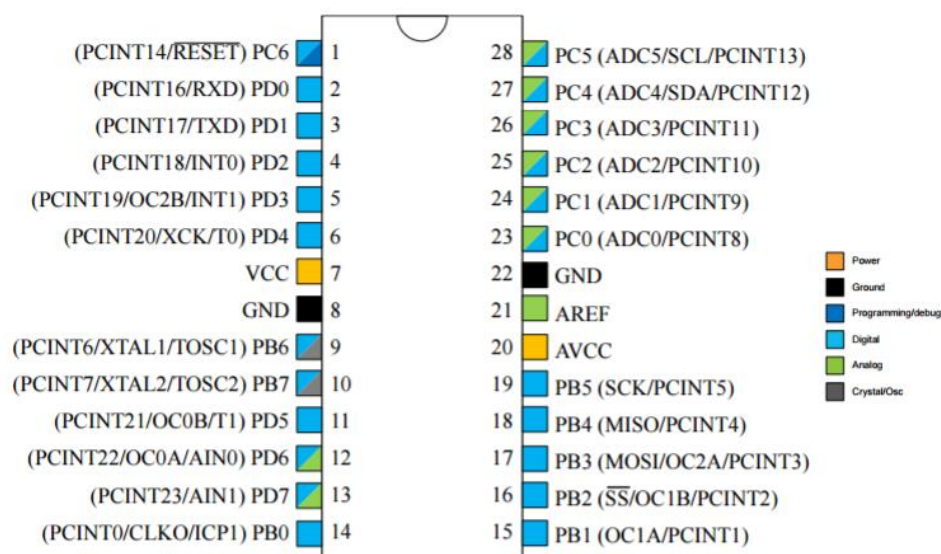


Figura 3. 34. Disposición de pines del Atmega328PU, [48].

3.3.3 BATERÍA DE ION-LITIO.

Las baterías de iones de litio cargan más rápido y duran más que las baterías convencionales. Además ofrecen mayor densidad, lo que les da mayor autonomía en menor espacio [49].

Las baterías de iones de litio se pueden recargar sin limitaciones, ya que la batería está diseñada para un proceso de carga lenta (10 horas para carga completa), lo que ayuda a que la batería dure más tiempo [49].

Para el prototipo se usa una batería TalentCell de ION-LITIO, Figura 3.35, la cual tiene un voltaje de salida de 12 voltios y una corriente de 3 amperios, lo cual es suficiente según lo determinado en la sección 3.3.6; se debe reducir el voltaje mediante un regulador debido a que los elementos electrónicos y actuadores que se usan, necesitan un voltaje de 3,3 y 6 voltios respectivamente. Mayor información de la batería se encuentra en el Anexo D.



Figura 3. 35. Batería de ION-LITIO TalentCell 12V/3Ah, [50].

3.3.4 CONVERSION BUCK DC – DC LM2596S.

Para la regulación de voltaje se usa el módulo conversor buck DC – DC LM2596-S debido a la capacidad de corriente que es capaz de entregar al circuito (3 amperios) con un voltaje de entrada de 12 voltios y voltaje de salida de 6 voltios con unas dimensiones reducidas lo suficiente para acoplarse al espacio destinado a los circuitos en el prototipo. Este módulo está basado en el Regulador DC-DC Step Down LM2596 que es un circuito integrado monolítico adecuado para el diseño fácil y conveniente de una fuente de conmutación tipo buck (Reductor de Voltaje). Es capaz de conducir una corriente de hasta 3A. Maneja una carga con excelente regulación de línea y bajo voltaje de rizado. Este dispositivo está disponible con voltaje de salida ajustable. El módulo reduce al mínimo el uso de componentes externos para simplificar el diseño de fuentes de alimentación [51].

El módulo convertidor LM2596, Figura 3.36, es una fuente de alimentación conmutada, así que su eficiencia es significativamente mayor en comparación con los populares reguladores lineales de tres terminales, especialmente con tensiones de entrada superiores.



Figura 3. 36. Módulo conversor buck DC – DC LM2596-S, [51].

En la Tabla 3.9 se detalla las características eléctricas que posee este módulo. En el Anexo E se adjunta la hoja de datos del módulo.

Tabla 3. 9. Características eléctricas del módulo conversor LM2596-S, [51].

Característica	Valor típico
Voltaje de entrada	4.5V~35V
Voltaje de salida (ajustable)	1.25V~30V
Corriente de entrada	5A Máx.
Corriente de salida	· 3A nominal · 5A Máx.
Diferencia de tensión mínima	2V
Corriente sin carga	15mA (típico)
Potencia de salida	· 20W · 25W (nominal)
Eficiencia	~92%
Rizado de salida	0.07mV
Sentido de ajuste del potenciómetro	· Horario (aumento) · Antihorario (disminución)
Frecuencia de conmutación	150KHz
Regulación de carga	± 0.5%
Tasa de regulación de voltaje	± 0.5%
Velocidad de la reacción dinámica	5% 200μs
Salida con protección de cortocircuito	Sí, la recuperación es automática
Entrada de protección inversa	No
Temperatura de funcionamiento	-40°C~85°C

3.3.5 SERVOMOTORES ACTUONIX PQ12-R

El servomotor Actuonix de la serie PQ12-R tiene el mismo funcionamiento de un servomotor rotatorio regular, pero con el beneficio añadido de proporcionar movimiento lineal. El PQ12-R está disponible en una carrera de 20mm con 3 relaciones de engranajes de 30:1, 63:1 y 100:1 para cubrir una gran variedad de aplicaciones [32]. La hoja de datos del servomotor se adjunta en el Anexo F.



Figura 3. 37. Servomotor ACTUONIX PQ12-R.

Para el prototipo se usan servomotores con relación 63:1 debido a que su velocidad permite cumplir la especificación del cierre o apertura de la mano de un segundo; en la Tabla 3.10 se presentan las especificaciones técnicas de este servomotor. Se ha seleccionado este servomotor debido a sus dimensiones las cuales permiten acoplar los cinco servomotores (uno por dedo) dentro de la mano del prototipo, otro beneficio adicional es su masa la cual no supera los 15 gramos por estos motivos resultan ideales para este prototipo en el cual estas dos características son esenciales.

Tabla 3.10. Especificaciones técnicas servomotor Actuonix PQ12-R, [32].

Servomotor PQ12-R	
Característica	Valor típico
Relación de engranajes	63 : 1
Pico de potencia	30N a 8mm/s
Pico de eficiencia	12N a 12mm/s
Máxima velocidad (sin carga)	15mm/s
Máxima fuerza (contraído)	45N
Carrera	20mm
Voltaje de alimentación	6Vdc
Corriente de bloqueo	550mA
Masa	15g
Temperatura de operación	-10°C a 50°C
Repetibilidad de posición	+/- 0,1mm
Ruido audible	55dB a 45cm
Grado de protección IP	IP54

3.3.6 DISEÑO DE LA PLACA DE CONTROL

El diseño de la placa de control se lo realiza mediante el software PROTEUS 8, el cual tiene entre sus características librerías con los elementos necesarios para el presente prototipo y además permite realizar el ruteado de pistas para la placa.

Para la placa de control se considera los siguientes elementos:

- 5 entradas para servomotores ACTUONIX PQ12-R
- 2 entradas para sensores mioeléctricos MYOWARE
- 1 entrada para programador USBASP
- 1 Entrada de alimentación para seis voltios
- 1 Fusible de dos amperios
- 1 puerto de comunicación serial RS232

Considerando el consumo de corriente de los servomotores (I_s), sensores mioeléctricos (I_m), conversor buck (I_c), se suman estos valores para encontrar el consumo total (I_t) del dispositivo como se muestra a continuación:

$$I_t = I_s + I_m + I_c$$

$$I_t = 2,75A + 0,018A + 0,015A = 2,783A$$

Dicho consumo de corriente junto a un voltaje (V_t) de 6 voltios, provocan una potencia total (P_t) del dispositivo de:

$$P_t = V_t \cdot I_t$$

$$P_t = 6V \cdot 2,783A = 16,7W$$

En la Figura 3.38 se muestra el diseño esquemático de la placa de control con los elementos mencionados anteriormente, el plano eléctrico (D02-001) muestra en mayor detalle el diseño esquemático de la figura en mención.

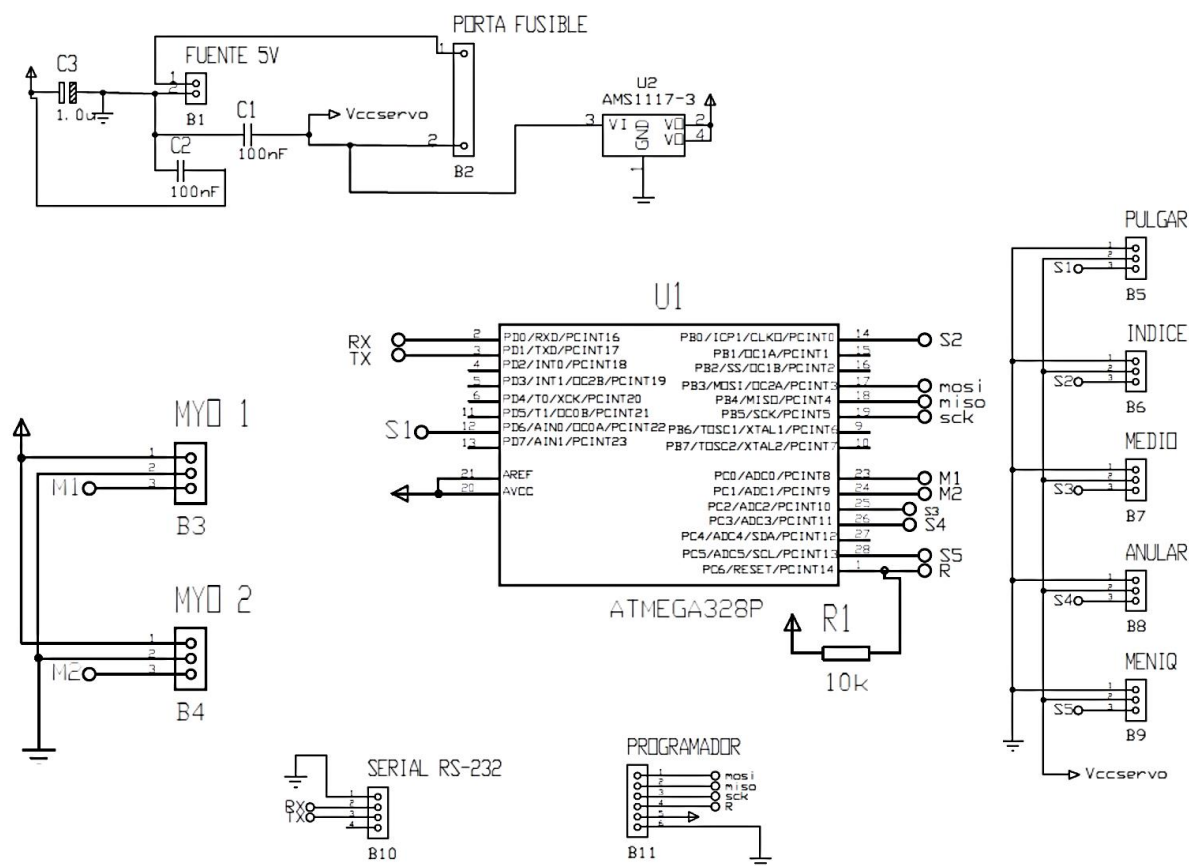


Figura 3. 38. Diseño esquemático de la placa de control del prototipo.

Después de haber realizado el diseño esquemático, se efectúa el ruteado de las pistas para la placa de control como se muestra en la Figura 3.39, en este punto es importante considerar las dimensiones de esta placa ya que el espacio en el prototipo es reducido.

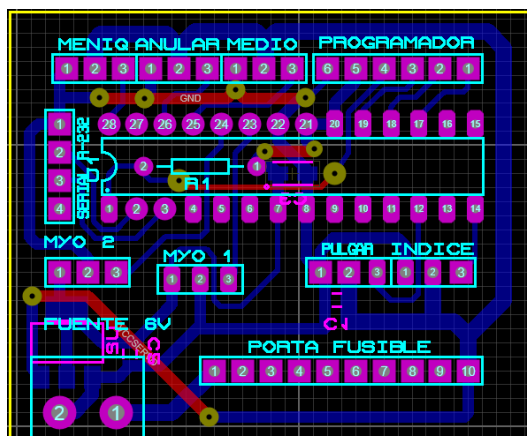


Figura 3. 39. Ruteado de pistas para la placa de control del prototipo.

Finalmente se puede obtener una vista en 3D de la placa de control (Figura 3.40), como una característica adicional de PROTEUS, esto ayuda a verificar que los elementos tengan el espacio suficiente entre estos y da una idea de cómo es la placa en la realidad.

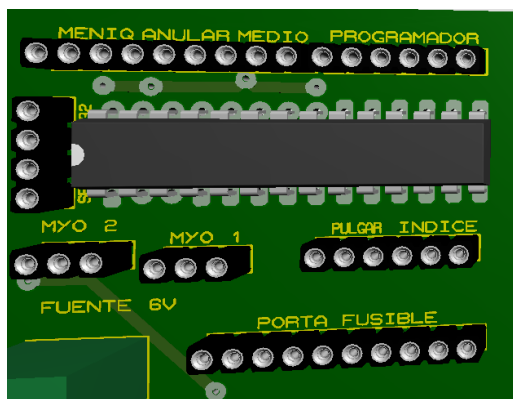


Figura 3. 40. Vista 3D la placa de control del prototipo.

Por último se realiza un ensamblaje con todas las partes de las que consta el prototipo, Figura 3.41, en el cual se puede apreciar los elementos mecánicos: encaje, mano, mecanismos de transmisión de movimiento; y electrónicos como son: servomotores, sensores, cables, placa de control, batería; para de esta manera tener una visión general del dispositivo. Mayor detalle en el plano D03-001.

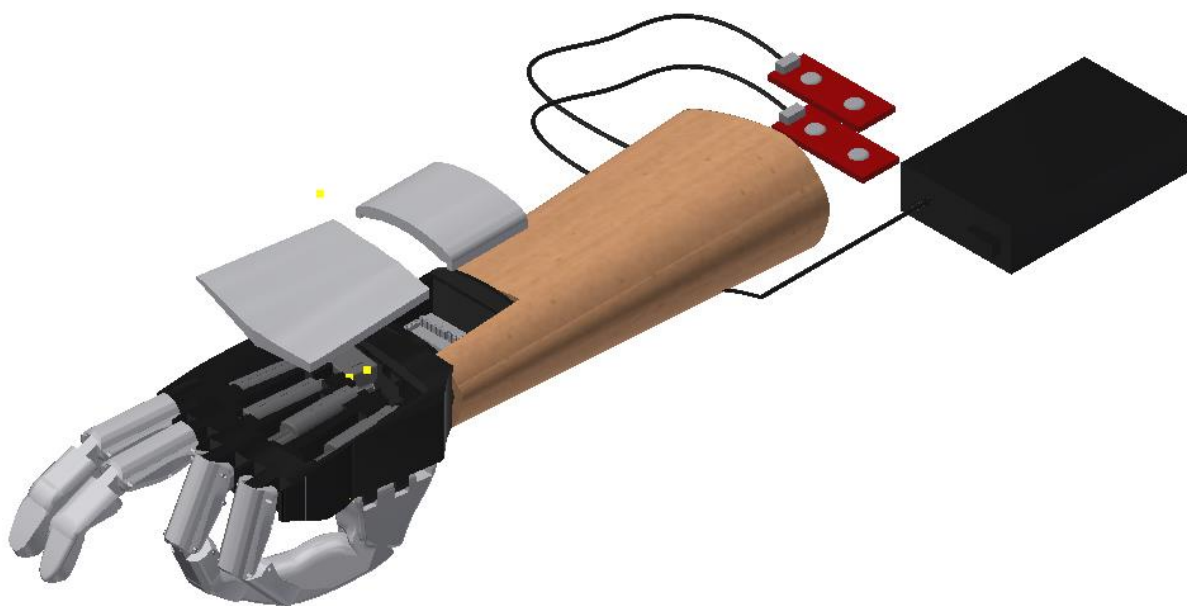


Figura 3. 41. Ensamblaje completo del prototipo de prótesis.

3.4 CONTROL Y PROGRAMACIÓN.

En la presente sección se desarrolla la lógica de control para el prototipo y las líneas de código del microcontrolador, asegurando la correcta operación del prototipo.

3.4.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE CONTROL DEL PROTOTIPO

En esta sección se presentan los diagramas de flujo generales de los programas de control de la prótesis, tanto el programa principal y las diferentes subrutinas.

Se considera que el control del prototipo se lo realiza mediante dos sensores mioeléctricos (MyoWare) los cuales leen las señales musculares y dependiendo de ciertos parámetros se controlan cinco actuadores, los cuales están en cada dedo de la mano del prototipo.

Para establecer los movimientos que realiza el prototipo, primero se realiza pruebas de los sensores mioeléctricos con el paciente con el fin de determinar cuántos movimientos es capaz de realizar con cierta naturalidad. En la Tabla 3.11 se establece una tabla de verdad con los valores de cada sensor mioeléctrico para realizar determinado movimiento, en un principio se establecieron mayor cantidad de movimientos pero en las pruebas con el paciente hubo el problema que se volvía muy complejo el control por parte del usuario por lo que se establecieron los movimientos más importantes según el usuario y en caso de ser necesario ir incrementando movimientos dependiendo de que tan bien el usuario vaya aprendiendo a controlar la prótesis.

Tabla 3. 11. Tabla de verdad de los valores de los sensores para seleccionar los movimientos de la mano.

Sensor 1 (antebrazo)	Sensor 2 (bíceps)	Movimiento a realizar
0	0	ABRIR
0	1	SEÑALAR
1	1	CERRAR

Donde:

- 0 representa al respectivo músculo relajado y
- 1 representa al músculo tensionado.

En las Figuras 3.42 y 3.43 se realiza el diagrama de bloques del programa principal como se muestra a continuación:

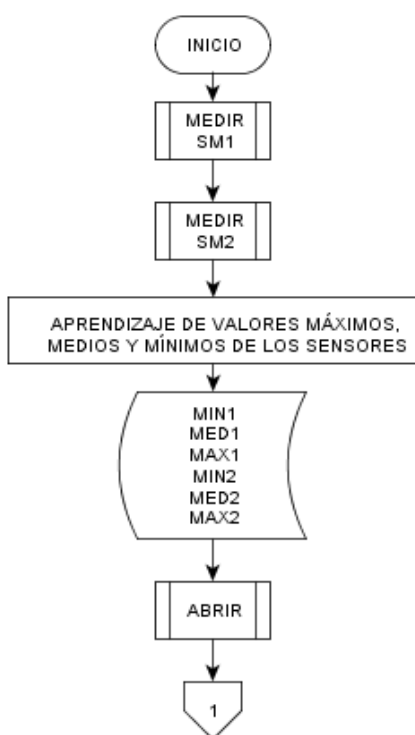


Figura 3. 42. Diagrama de flujo principal 1

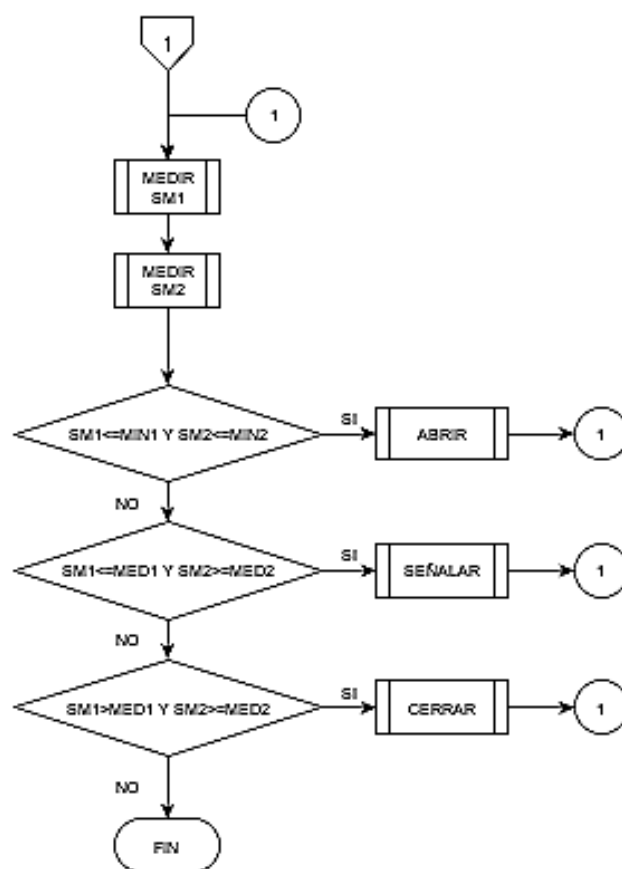


Figura 3. 43. Diagrama de flujo principal 2.

El “Aprendizaje de valores iniciales y finales” realiza una lectura de los puertos donde se encuentran los sensores mioeléctricos para establecer los valores inicial, medio y final de cada sensor en unas variables cada que se enciende el prototipo, debido a que el usuario no siempre coloca los sensores exactamente en el mismo lugar lo cual hace variar estos valores cada que se coloca nuevamente la prótesis.

Posteriormente se pasa al lazo infinito (DO – LOOP) el cual está monitoreando continuamente las señales de los sensores y de esta manera controla los actuadores; los movimientos a realizar por la mano del prototipo son:

- ABRIR: mantiene todos los dedos abiertos
- CERRAR: ejecuta un cierre de la mano, es decir cierra el pulgar y controla el ángulo de cierre mediante el sensor mioeléctrico dos del resto de dedos, es posiblemente el movimiento más importante ya que a través de este se podría sujetar una gran variedad de objetos.

- POSICIÓN DE SEÑALAR: mantiene abierto el dedo índice y el resto cerrados para así lograr un movimiento de señalamiento el cual se usa frecuentemente en una mano humana.

A continuación se muestra la lógica de las subrutinas del microcontrolador, las cuales una vez que se ha establecido determinado movimiento se ejecuta la subrutina respectiva en el prototipo.

1. Subrutina “medir SM1”

En la Figura 3.44 se indica los procesos que debe cumplir esta subrutina, en palabras generales esta debe realizar la lectura del sensor mioeléctrico uno a través del puerto ADC(0) del microcontrolador, guardar este valor en una variable y retornar dicho valor a donde se lo haya solicitado.

2. Subrutina “medir SM2”

En la Figura 3.45 se indica los procesos que debe cumplir esta subrutina, en palabras generales esta debe realizar la lectura del sensor mioeléctrico dos a través del puerto ADC(1) del microcontrolador, guardar este valor en una variable y retornar dicho valor a donde se lo haya solicitado.

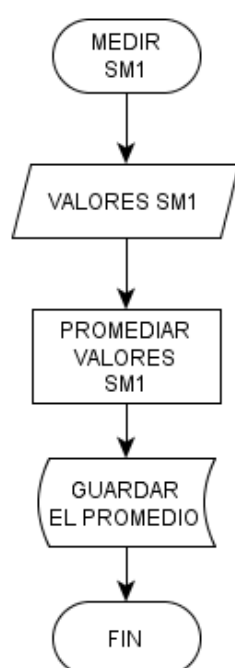


Figura 3. 44. Subrutina “medir SM1”.

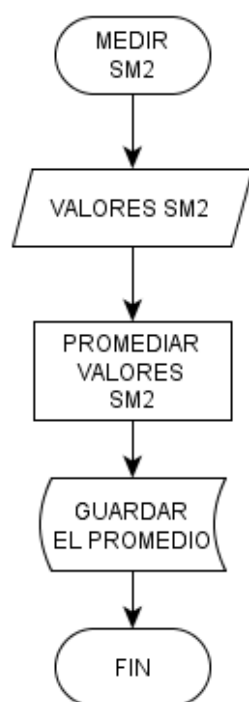


Figura 3. 45. Subrutina “medir SM2”.

3. Subrutina “abrir”

Esta subfunción es la primera en ejecutarse ya que una vez inicializado el microcontrolador, se debe mantener la mano en su posición de apertura o sea todos sus dedos abiertos. En la Figura 3.46 se muestra el proceso que realiza.



Figura 3. 46. Subrutina “abrir”.

4. Subrutina “cerrar”

Esta subfunción realiza el cierre de la mano es decir cierra el dedo pulgar y mediante la señal del sensor mioeléctrico dos controla el ángulo de cierre de los demás dedos. En la Figura 3.47 se muestra los procesos que realiza.

5. Subrutina “señalar”

Esta pone a la mano en una posición de señalamiento, es decir mantiene el dedo índice abierto y el resto dedos los cierra. En la Figura 3.48 se muestra los procesos que debe realizar.



Figura 3. 47. Subrutina “cerrar”.



Figura 3. 48. Subrutina “señalar”.

3.4.2 PROGRAMACIÓN DEL PROTOTIPO

El programa del microcontrolador se lo realiza en BASCOM AVR, versión 2.0.7.8, la cual está estable, funciona en sistemas operativos WINDOWS, el lenguaje de programación es BASIC, es un compilador especializado en microcontroladores AVR teniendo gran cantidad de librerías para el uso de sus diferentes registros (ADC, TIMERS, UART, etc), tiene también un analizador de errores el cual muestra las respectivas advertencias al momento de la compilación del programa, compila y envía directamente un archivo hexadecimal al microcontrolador a través del programador USBASP.

Las rutinas del microcontrolador se encuentran en el Anexo J, a continuación se explica las diferentes partes del programa para un mejor entendimiento del mismo.

Lo primero que se hace en el programa es un proceso de inicialización del microcontrolador Atmega 328PU (Figura 3.49) para esto se considera: cristal interno a una frecuencia de ocho megahercios, velocidad de baudios para la comunicación serial de 9600, se declara el conversor analógico a digital el cual es de 10 bits y se lo configura con una referencia externa, el temporizador 1 (Timer1) sirve para el control de los servomotores, se configura los servos para especificar cuántos se usan, en que puertos van los pines de control y cada que tiempo del “Timer1” realiza la

interrupción para actualizar la posición de los servos; y además se configura los puertos del microcontrolador de la siguiente manera:

- Puertos C0 y C1 entradas analógicas para los sensores mioeléctricos,
- Puerto B salida para el control de los servomotores mediante PWM,
- Puertos D0 y D1 para comunicación serial (se usa solo para el desarrollo del prototipo)
- Puerto B3, B4, B5 y C6 se usan para programar el microcontrolador en la misma placa.

```
$regfile = "m328pdef.dat"

$crystal = 8000000
$baud = 9600
'$baud1 = 9600

$hwstack = 100
$swstack = 100
$framesize = 120

' *****
'SERVO1 ES PULGAR           = 90
'SERVO2 ES INDICE          = 90
'SERVO3 ES DEDO MEDIO      = 90
'SERVO4 ES ANULAR          = 0
'SERVO5 ES MENIQUE         = 0
' *****
```

Figura 3. 49. Rutina de inicialización del microcontrolador en BASCOM AVR

También se declaran variables de diferentes tipos (word, single, long) tanto para guardar los datos de los ADC así como para también realizar diferentes operaciones matemáticas, esto se aprecia en la Figura 3.50.

```
PORTB = 255
DDRB = 255

PORTC = &B00000000
DDRC = &B00000000

PORTD = &B00001111
DDRD = &B00001010

'Config Pinc.0 = Input

'*****VARIABLES*****
Dim Comando_voz As String * 1
Dim Comando As String * 10
'variable para comado de voz
'VARIABLE PARA VER QUE COMANDO

'Dim C as Byte
'Dim C1 as Byte
'para los FOR para sacar el

Dim C as Word
Dim C1 as Word
'para los FOR para sacar el p

Dim I_1 As Word
Dim I_11 As Single
Dim I_1F As Long
'valor de la corriente pero e
'transformacion a corriente de
'la I_11 para envio serial

Dim I_2 As Word
Dim I_22 As Single
Dim I_2F As Single
'valor de la corriente pero e
'transformacion a corriente de
'la I_22 para envio serial

Dim cont as byte
'para el conteo de los pulso

Dim MIN_1 as Word
Dim MIN_11 as SINGLE
Dim MAX_1 as SINGLE
'para poner en cero el val
'para poner en cero el valc
MIN_1 = 0
MIN_11 = 0
MAX_1 = 0

Dim MIN_2 as Word
```

Figura 3. 50. Configuración de puertos y declaración de variables en BASCOM AVR

El siguiente paso es realizar un proceso para activar las interrupciones (Figura 3.51) para de esta manera iniciar las distintas interrupciones que usa el microcontrolador tales como:

- URXC activa la comunicación serial,
- ADC activa los puertos analógicos para la lectura de los datos de los sensores mioeléctricos,
- Timer1 activa el temporizador el cual genera las señales PWM a los servomotores

```
Enable URXC
Enable Interrupts
Start Adc
Wait 2
```

Figura 3. 51. Habilitación de interrupciones en BASCOM AVR

Ahora se desarrolla las líneas que permiten al microcontrolador aprender los valores iniciales medios y finales de cada sensor Myoware, Figura 3.52.

```
For C = 1 To 500
    Max_1 = Getadc(0)
    Maxi_1 = Max_1 + Maxi_1
Next C
Maxi_1 = Maxi_1 / 500

For C1 = 1 To 500
    Max_2 = Getadc(1)
    Maxi_2 = Max_2 + Maxi_2
Next C1
Maxi_2 = Maxi_2 / 500

Rango_1 = Maxi_1 - Mini_1
Rango_2 = Maxi_2 - Mini_2

Print "RANGO_1: " ; Rango_1 ; " RANGO_2: " ; Rango_2

Rango_11 = Rango_1 / 3
Rango_22 = Rango_2 / 3

Print "RANGO_11: " ; Rango_11 ; " RANGO_22: " ; Rango_22

Med_1 = Mini_1 + Rango_11
Med_11 = Med_1 + Rango_11
'MED_111= MED_11 +3

Med_2 = Mini_2 + Rango_22
Med_22 = Med_2 + Rango_22
'MED_222= MED_22+ 10

Rango = Maxi_2 - Med_2
```

Figura 3. 52. Rutina de aprendizaje de valores máximos, medios y mínimos de los dos sensores MyoWare.

A continuación se realiza el lazo de control principal como se muestra en la Figura 3.53, el cual permanentemente analiza la posición seleccionada por el usuario y envía a su respectiva subrutina.

```

Do
  gosub medir_sensor1
  gosub medir_sensor2

  If I_11 <= Mini_1 And I_22 <= Mini_2 Then Movi = 1
  If I_11 <= Med_1 And I_11 > Mini_1 And I_22 >= Med_2 And I_22 < Med_2 Then Movi = 3
  'IF I_11 > MED_1 AND I_22 < MINI_2 THEN MOVI = 7
  If I_11 >= Med_11 And I_22 >= Med_22 Then Movi = 2

  Select Case Movi
    Case 1 : Gosub Abre
    Case 2 : Gosub Cierra
    Case 3 : Gosub Sena
    Case 4 : Gosub Punto
    Case 5 : Gosub Cil
    Case 6 : Gosub Aga
    Case 7 : Gosub Salu
    Case 8 : Movi = 1
  End select

  Print "ADC(0): " ; I_11 ; "      ADC(1): " ; I_22 ; "_____" ; Movi

  I_1 = 0
  I_2 = 0
  I_1f = 0
  I_2f = 0
  I_1f = 0
  I_2f = 0

Loop
End

```

Figura 3. 53. Rutina del lazo de control principal.

Se codifica las subrutinas para cada posición las cuales envían la respectiva señal del PWM a cada servomotor para así lograr el movimiento deseado en prototipo como se observa en la Figura 3.54.

```

'SUBROUTINAS DE POSICIONES
Abre:
  Servo1 = 2000
  Servo2 = 2000
  Servo3 = 2000
  Servo4 = 2000
  Servo5 = 2000
  print "abre"
  'Print "ADC(0): " ; I_11 ; "      ADC(1): " ; I_22

Return
Cierra:
  'I_1F = I_11 - MED_1
  'I_1F = I_1F * 160
  'I_1F = I_1F / MAX_1
  'I_1F = I_1F + 60
  Gosub Convertir

  Servo1 = I_2f
  Servo2 = I_2f
  Servo3 = I_2f
  Servo4 = I_2f
  Servo5 = I_2f

  Print "cerrar"
  Print "ADC(0): " ; I_11 ; "      ADC(1): " ; I_22 ; " GRADO: " ; I_2F
  'Print "ADC(0): " ; I_11 ; "      GRADOS: " ; I_1F

Return

```

Figura 3. 54. Subrutinas de posiciones.

Las subrutinas de adquisición de datos de los sensores MyoWare realizan promedios de cada señal para de esta manera evitar señales no deseadas que se

pueden dar debido a la velocidad de procesamiento ya que el usuario actúa más despacio que el microcontrolador, Figura 3.55.

```

medir_sensor1:
For C = 1 To 10
  I_1 = Getadc(0)
  I_11 = I_1 + I_11
Next C
  I_11 = I_11 / 10 'PROMEDIO DEL
  If I_11 < Mini_1 Then I_11 = Mini_1
  If I_11 > Maxi_1 Then I_11 = Maxi_1
return

medir_sensor2:
For C = 1 To 10
  I_2 = Getadc(1)
  I_22 = I_2 + I_22
Next C
  I_22 = I_22 / 10
  If I_22 < Mini_2 Then I_22 = Mini_2
  If I_22 > Maxi_2 Then I_22 = Maxi_2
return

```

Figura 3. 55. Subrutinas de medición de los sensores MyoWare.

Con la programación realizada se espera que el paciente logre controlar el dispositivo sin mayor dificultad, además de que el período de adaptación sea lo suficientemente corto como para dar un seguimiento continuo del progreso.

En el siguiente capítulo se lleva a cabo la construcción del prototipo. También se realizan pruebas para verificar el correcto funcionamiento del mismo y especialmente ver el progreso que el paciente tiene con la adaptación a la prótesis. Además se presentan los costos del proyecto.

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCIÓN, PRUEBAS Y COSTOS.

4.1 CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.

El proceso de construcción del prototipo se describe en este capítulo, se detalla los procesos tanto de manufactura de las distintas partes, así como su ensamblaje de sus partes mecánica y electrónica, se evidencia mediante fotografías la construcción de las distintas piezas, hasta tener como resultado final el prototipo de prótesis funcional.

El primer paso para la construcción del prototipo es el diseño mecánico en el software CAD Autodesk Inventor (versión estudiantil 2017), esto se muestra en la Figura 4.1.

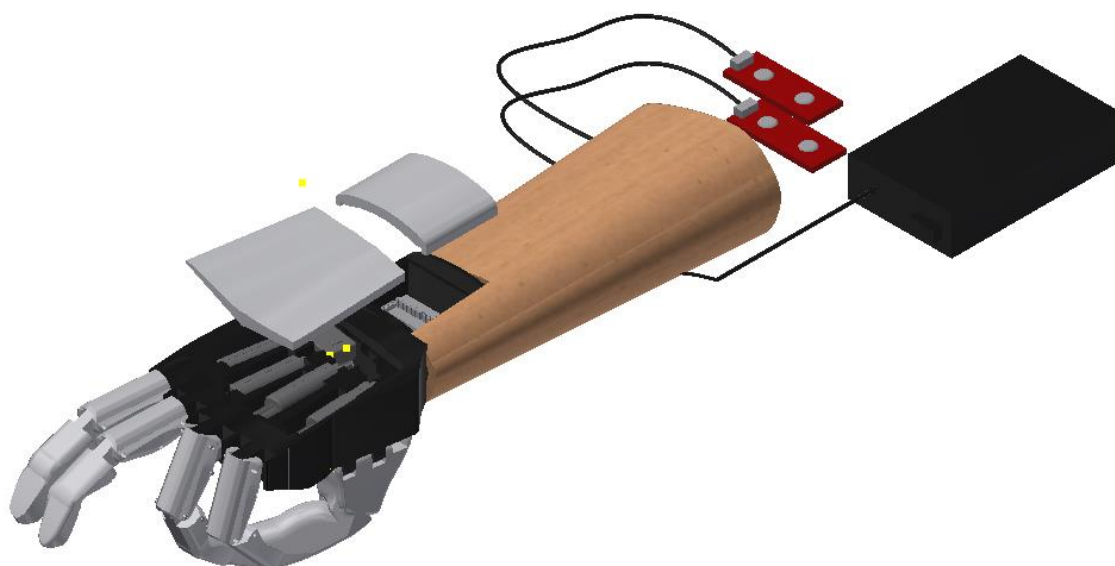


Figura 4. 1. Esquema del prototipo de prótesis de mano y antebrazo diestro.

A continuación se procede con la impresión de las distintas partes que son realizadas en plástico PLA como son: el cuerpo de la mano (Figura 4.2), falanges proximales, falanges mediales – distales del meñique, anular, medio e índice y el dedo pulgar.

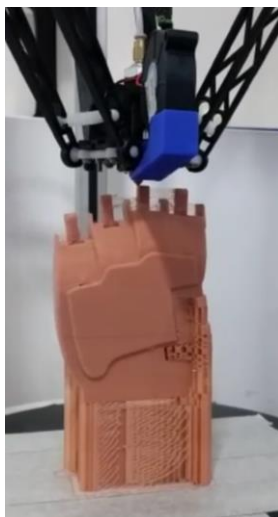


Figura 4. 2. Impresión 3D en plástico PLA del cuerpo de la mano.

Las barras proximales y mediales se las realiza con un proceso de corte por chorro de agua (Figura 4.3).

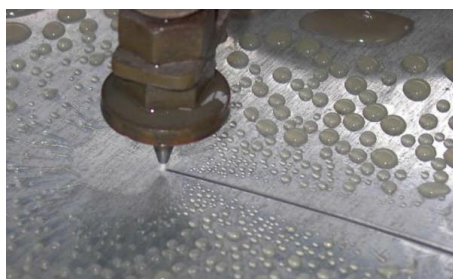


Figura 4. 3. Corte por chorro de agua de la barra proximal.

Los ejes se los rectifica en un torno para asegurar que el diámetro sea el requerido (Figura 4.4).



Figura 4. 4. Rectificado de ejes.

A continuación se procede a ensamblar los dedos del prototipo con las barras en sus respectivas falanges con los ejes manufacturados (Figura 4.5).



Figura 4. 5. Ensamblaje de los dedos del prototipo.

Se coloca los servomotores en el cuerpo de la mano del prototipo, asegurándose que los cables pasen por los lugares designados para así evitar que se fisuren o rompan, Figura 4.6.



Figura 4. 6. Colocación de servomotores en el cuerpo de la mano.

Ahora se procede a conectar los servomotores, sensores y la batería a la placa de control y colocar la misma en el lugar destinado para la misma, Figura 4.7.



Figura 4. 7. Conexión de servomotores y sensores en la placa de control.

Se coloca espuma adherente en los dedos del prototipo para evitar que los objetos se deslicen cuando se realiza un agarre, Figura 4.8.



Figura 4. 8. Colocación de espuma adherente en los dedos del prototipo.

Se muestra la mano del prototipo ensamblada con todas sus partes en la Figura 4.9.



Figura 4. 9. Mano del prototipo ensamblada.

La batería TalentCell cuenta con un cable con dos conectores como se muestra en la Figura 4.10, el conector uno alimenta con 12 voltios al prototipo y el conector dos permite la conexión al cargador de la batería.



Figura 4. 10. Conectores de la batería.

Existen tres cables en el prototipo, los cuales se aprecian en la Figura 4.11, dos cables con conectores tipo Molex de tres entradas hacia los sensores mioeléctricos MyoWare 1 y 2, y otro cable con un conector tipo Plug compatible con el conector de la batería del prototipo.

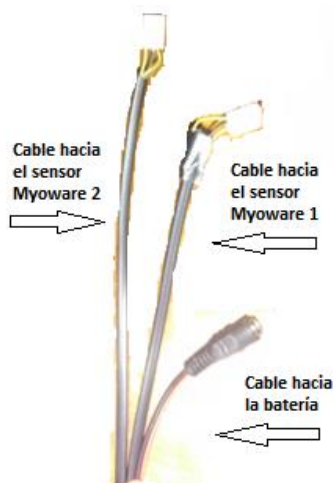


Figura 4. 11. Cables que salen del prototipo.

En la Figura 4.12 se muestra la conexión del sensor MyoWare con el cable hacia el prototipo, al estar puesta un conector Molex el cable tiene solo una manera de enchufar lo cual elimina errores de conexión del usuario.



Figura 4. 12. Conexión del cable al sensor MyoWare.

A continuación se realiza la conexión de los electrodos electromiográficos (EMG) en el sensor MyoWare como se indica en la Figura 4.13.



Figura 4. 13. Conexión de los electrodos a los sensores MyoWare.

En la Figura 4.14 se muestra el lugar donde se ubican los sensores mioeléctricos MyoWare en partes del brazo derecho del usuario como se especifica a continuación: el músculo supinador largo el sensor uno y el músculo bíceps el sensor dos. Cada una de las posiciones de los sensores son el resultado de realizar varias pruebas, pues se encontró que estos músculos proporcionan niveles más estables.



Figura 4. 14. Ubicación de los sensores MyoWare en el usuario.

En la Figura 4.15 se muestra la interacción del usuario con la mano del prototipo a través de los sensores mioeléctricos, permitiendo la realización de pruebas iniciales de funcionamiento y ubicación de los sensores.

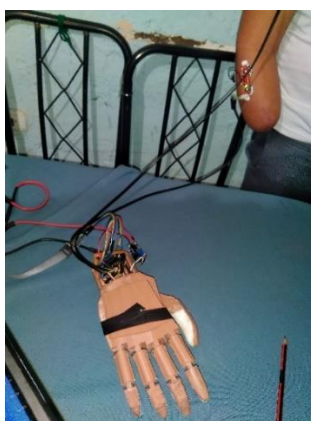


Figura 4. 15. Interacción del usuario con la mano del prototipo.

A continuación, para fabricar el encaje al antebrazo del prototipo es necesario hacer moldes tanto del cuerpo de la mano del prototipo (figuras 4.16 y 4.17) así como también del antebrazo del usuario (figuras 4.18 y 4.19). Esto ha sido realizado en la Fundación Hermano Miguel en el departamento de Órtesis y Prótesis con la ayuda del especialista Carlos Hurtado para asegurar que el paciente se sienta lo más cómodo con este encaje ya que este va a estar en contacto directo con la piel del usuario, la experiencia del protésico es importante en este paso por lo que se prefiere fabricar la pieza en mención en la fundación.



Figura 4. 16. Elaboración del molde para el cuerpo de la mano.



Figura 4. 17. Molde del cuerpo de la mano.



Figura 4. 18. Colocación de yeso para la realización del molde del antebrazo.



Figura 4. 19. Molde del antebrazo del usuario.

Al molde de la Figura 4.19 se le llena con yeso y se obtiene el molde del antebrazo del paciente de la Figura 4.20.



Figura 4. 20. Molde de yeso del antebrazo del paciente.

La mano del prototipo se acopla con el encaje mediante el molde de la Figura 4.21.



Figura 4. 21. Molde de yeso del acople de la mano del prototipo.

La Figura 4.22 muestra el molde de yeso del encaje del prototipo en su totalidad.



Figura 4. 22. Molde de yeso del encaje del prototipo.

Para moldear el plástico PVC primero se coloca una tela como la que se muestra en la Figura 4.23 para que se generen pequeñas divisiones en el molde plástico y así tener un mayor agarre al antebrazo del usuario.



Figura 4. 23. Colocación de tela en el encaje.

Seguidamente se coloca el plástico PVC calentado a 200°C durante 20 minutos como se muestra en la Figura 4.24 y mediante una bomba de vacío se adapta el plástico al molde de yeso del encaje.



Figura 4. 24. Moldeado del plástico PVC en el molde de yeso.

Una vez que el plástico se enfría y se consolida, se debe retirar todo el yeso del molde que se queda en el interior, esto se muestra en la Figura 4.25.



Figura 4. 25. Retirado de yeso del encaje del prototipo.

En la Figura 4.26 se muestra el encaje PVC del prototipo terminado.



Figura 4. 26. Encaje de PVC del prototipo terminado.

A continuación se acopla el encaje con la mano del prototipo como se muestra en la Figura 4.27.



Figura 4. 27. Acople del encaje con la mano del prototipo.

Finalmente se muestra el prototipo de prótesis terminado en la Figura 4.28 con los sensores mioeléctricos y la batería.

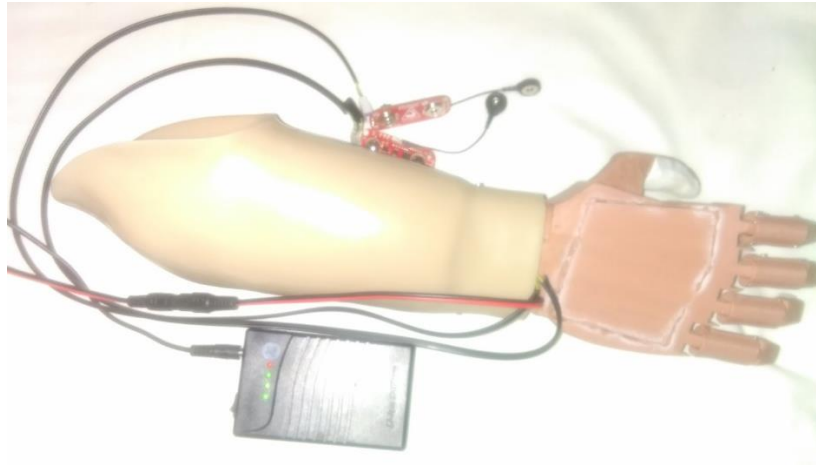


Figura 4. 28. Prototipo de prótesis terminado.

4.2 REALIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE PRUEBAS

En el protocolo de pruebas se considera los siguientes parámetros:

- Tiempo de respuesta
- Duración de la batería
- Diámetro máximo de agarre
- Carga útil
- Decibelios de operación
- Facilidad de acople del dispositivo al antebrazo
- Tiempo de fatiga del usuario por peso del dispositivo
- Tiempo de adaptación del paciente al prototipo

El tiempo de respuesta de cierre y apertura debe estar alrededor de un segundo, con las pruebas se comprueba que se cumple este parámetro cronometrando tiempos de apertura y cierre mediante un cronómetro digital como se muestra en la Figura 4.29, el cual tiene una precisión de centésimas de segundo.



Figura 4. 29. Cronómetro digital para medir el tiempo de apertura y cierre de la mano

La duración de la batería se ha considerado que es útil con al menos ocho horas en operación. La batería TalentCell usada en el proyecto incorpora cuatro leds indicadores de carga con lo cual se puede saber el porcentaje de carga según la cantidad de leds encendidos (cuatro = 100%, tres $\leq 75\%$, dos $\leq 50\%$ y uno $\leq 25\%$), como se aprecia en la Figura 4.30, de esta manera se puede aproximar el tiempo de duración de la batería sin necesidad de una descarga completa, la cual podría tomar algunas horas.



Figura 4. 30. Leds indicadores del porcentaje disponible de la batería TalentCell.

El diámetro de sujeción del prototipo se lo verifica en operación, se lo realiza con objetos cilíndricos. Primero se procede a medir el objeto mediante un calibrador con una tolerancia de 0,2mm (Figura 4.31) para posteriormente realizar la prueba de agarre (Figura 4.32).



Figura 4. 31. Medición del diámetro de un objeto.



Figura 4. 32. Prueba de sujeción del máximo diámetro de agarre del prototipo.

La carga útil debe ser de al menos 4,54kg (10lb) ya que fue una especificación del prototipo; para realizar esta prueba se procede al pesaje de distintos objetos con una balanza digital con una precisión de ± 1 gramo (Figura 4.33) para posteriormente realizar un agarre con el dispositivo y comprobar que soporte la carga (Figura 4.34).



Figura 4. 33. Pesaje de un objeto con la balanza digital.



Figura 4. 34. Prueba de agarre a máxima carga del prototipo.

El ruido que produce el prototipo no debe superar los 55dB (rango de bienestar auditivo) recomendado en [52]. Para comprobar este parámetro se mide el ruido que produce el prototipo mientras está en funcionamiento mediante la aplicación “Sound Meter” para dispositivos móviles con sistema operativo Android, la cual es desarrollada por NETIGEN y se la puede descargar mediante “Play Store”, como se observa en la Figura 4.35.

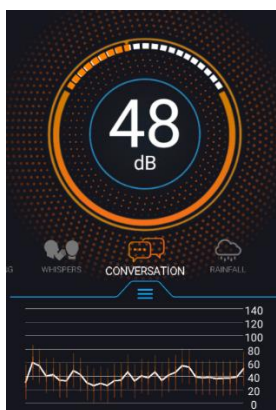


Figura 4. 35. Medición del ruido que emite el prototipo mediante la aplicación “Sound Meter”.

En lo referente a facilidad de encaje del dispositivo al antebrazo, el prototipo debe ser sencillo de encajar al antebrazo del usuario. Se realizan pruebas de colocación de las distintas partes del prototipo como son encaje al antebrazo (Figura 4.36), así como también colocación de sensores y batería para al final pedir al usuario su calificación al realizar dichas pruebas.



Figura 4. 36. Encaje del prototipo al antebrazo del usuario.

Para determinar la fatiga se realizan pruebas en el usuario para medir el tiempo en que el usuario siente tensiones musculares considerables originadas por el peso del

y uso del prototipo se procede a cronometrar el tiempo desde que el usuario empieza a usar el prototipo hasta el momento en que manifiesta cansancio en el brazo con el que utiliza el prototipo.

La comodidad que el usuario siente con el uso de la prótesis, se la obtiene según la calificación da al prototipo en una escala del 1 al 10, siendo 10 la máxima comodidad esperada por el usuario al hacer uso de una prótesis, esto se califica después de una hora de uso.

El período de adaptación del paciente al dispositivo se lo cronometra en horas, durante este proceso se debe estar presente mientras se entrena al paciente sobre el funcionamiento de la prótesis; una vez que el paciente es capaz de colocarse la prótesis por si solo y controlar la misma, se da por entendido que el paciente se ha adaptado al uso del prototipo.

Para hallar el grado de independencia del paciente, se usa el Índice de Barthel, el cual permite obtener una estimación cuantitativa del dicho grado en la realización de diez actividades consideradas básicas de la vida diaria.

4.2.1 RESULTADOS OBTENIDOS

La Tabla 4.1 muestra los resultados de las pruebas de funcionalidad del prototipo.

Tabla 4. 1. Resultado de pruebas de funcionalidad

Parámetro \ Carga (kg)	0	1	2	3	4	4,56
Tiempo de respuesta (s)	1,38	1,60	1,73	1,76	1,86	1,98
Duración de la batería (horas)	14,25	13,60	11,25	9,45	7,95	7,60
Ruido de operación (dB)	39,50	39,67	39,83	40,00	40,33	40,50

De la Tabla 4.1 se tiene los siguientes resultados:

- El tiempo de respuesta oscila entre 1,38 segundos a 1,98 segundos por lo que no cumple la especificación de un segundo pero para el usuario no es un inconveniente, además en las pruebas se vio necesario que para sujetar

algunos objetos es preferible realizarlo despacio así el usuario es capaz de acomodar la mano mientras realiza el agarre.

- La duración de la batería está en el rango de 7,60 horas a 14,25 horas lo cual resulta suficiente para el uso diario por parte del usuario el cual tiene un horario de trabajo de ocho horas después de las cuales se podría realizar la recarga de la batería.
- El nivel de ruido que genera el prototipo está en el rango de 39,50 dB a 40,50 dB lo cual es menor al rango de bienestar auditivo de 55dB esto a su vez permite que el usuario no sienta molestias debido al ruido generado por el prototipo en el transcurso del uso del mismo.

El diámetro máximo de un objeto el cual el prototipo es capaz de agarrar es de 6,2 cm lo cual representa un envase plástico de agua de aproximadamente 400 mililitros.

En la Tabla 4.2 se presenta la calificación por parte del usuario a parámetros de colocación y retirado del prototipo.

Tabla 4. 2. Calificación del usuario a parámetros de colocación y retirado del prototipo.

Parámetro	Calificación del usuario			
	Gran dificultad, prefiere no hacerlo	Difícil, necesita ayuda de otra persona	Fácil, necesita ayuda de otra persona	Sin complicación, puede hacerlo solo
Encaje del prototipo al antebrazo				✓
Colocación y conexión de sensores				✓
Colocación y conexión de la batería			✓	
Retirado del prototipo del antebrazo				✓
Retirado y desconexión de sensores				✓
Retirado y desconexión de la batería				✓

- El encaje del prototipo al antebrazo del usuario es sencillo e intuitivo por lo que la persona lo realiza sin complicación y además puede hacerlo solo; así como también el retirado del prototipo.

- La colocación y conexión de los sensores Myoware en los músculos del usuario y su conexión a los cables del prototipo, una vez que se le ha dado las indicaciones pertinentes de cómo realizarlo y en donde hacerlo, la puede realizar el usuario por si solo sin ninguna complicación; así mismo como su retirado y desconexión.
- Para la colocación y conexión de la batería el usuario necesita de una persona que le ayude especialmente en la conexión de la misma debido a que el conector necesita ser colocado a presión por lo cual es necesario que este cable este fijo en el prototipo, lo cual no lo está actualmente; el retirado y desconexión el usuario lo realiza sin problemas y solo.

En la Tabla 4.3 se muestra la calificación por parte del usuario al prototipo de características como: la utilidad que representa para el usuario el prototipo, estéticamente que tan bien se encuentra el prototipo para el usuario y que tan cómodo se siente el usuario al usar el prototipo. La persona califica estas características en una escala del 0 al 10, siendo 10 la mejor calificación, es decir lo que el usuario espera de una prótesis de este tipo.

Tabla 4. 3. Calificación por parte del usuario al prototipo.

Característica	Escala										
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Utilidad										✓	
Estética								✓			
Comodidad									✓		

- Para el usuario este prototipo representa una gran ayuda en sus labores cotidianas, dándole una calificación de 9.
- Estéticamente el prototipo no es muy agradable para el usuario, especialmente por los cables que van por fuera del mismo. Además la persona espera que ciertas partes del prototipo se asemejen más a una mano humana tanto en dimensiones las cuales espera que se las realice acorde a su otra mano, así como también en su forma. A esta característica le califica con un 7.
- La comodidad que representa el uso del prototipo en el usuario es de 8. El encaje no representa inconvenientes al momento de usar el prototipo, los

sensores y sus electrodos son el principal problema debido a que los electrodos se los debe cambiar a diario y a veces pierden adherencia a la piel, además causaron alergia en el usuario.

El tiempo de fatiga del usuario no se lo puede cronometrar en el usuario en condiciones de uso del prototipo, debido a que todavía no se desensibiliza el muñón de la persona por lo que al realizar una fuerza genera un dolor en esta parte aun cuando no está colocado el prototipo en un máximo de 15 minutos. Primero se debe realizar una rehabilitación para desensibilizar el muñón para poder considerar este parámetro.

El tiempo que el usuario se demoró en adaptarse al prototipo fue de seis horas los cuales fueron realizados en dos días debido a que pasadas las tres horas seguidas de entrenamiento, resultaba molesto continuar; es importante dar a conocer que este tiempo puede variar entre usuarios ya que depende de la capacidad de adaptación que cada persona posee.

En la Tabla 4.4 se presenta el índice de Barthel el cual permite evaluar el nivel de dependencia del paciente en la realización de actividades consideradas básicas como las mostradas en la tabla. Se califica realizando la sumatoria de las calificaciones parciales de cada actividad las cuales pueden variar del 0 al 15. Para encontrar el nivel de dependencia, de la calificación total se la evalúa de la siguiente manera:

- Dependencia total: si el puntaje es menor o igual a 20
- Dependencia severa: si el puntaje esta entre 21 a 60
- Dependencia moderada: si el puntaje se encuentra entre 61 a 90
- Dependencia escasa: si el puntaje esta entre 91 a 99
- Independencia: si el puntaje es igual a 100

Con el índice de Barthel el cual su puntaje total es de 100 según la Tabla 4.4, se determina que el paciente es independiente en la realización de actividades básicas.

Tabla 4. 4. Índice de Barthel.

Actividad	Categorías	Puntos	
1. Alimentarse	Independiente	10	10
	Necesita ayuda	5	
	Totalmente dependiente	0	
2.Bañarse	Independiente	5	5
	Necesita ayuda	0	
3. Aseo personal	Independiente	5	5
	Necesita ayuda	0	
4. Vestirse	Independiente	10	10
	Necesita ayuda	5	
	Totalmente dependiente	0	
5. Control de heces	Sin problemas	10	10
	Algún accidente	5	
	Accidentes frecuentes	0	
6. Control de orina	Sin problemas	10	10
	Algún accidente	5	
	Accidentes frecuentes	0	
7. Manejo en el inodoro	Independiente	10	10
	Necesita ayuda	5	
	Totalmente dependiente	0	
8. Traslado entre silla y cama	Independiente	15	15
	Mínima ayuda	10	
	Necesita ayuda	5	
	Totalmente dependiente	0	
9. Desplazamiento	Independiente	15	15
	Necesita ayuda	10	
	Independiente en silla de ruedas	5	
	Incapaz de desplazarse	0	
10. Subir o bajar escaleras	Independiente	10	10
	Necesita ayuda	5	
	Incapaz de subirlas	0	
Puntaje total:		100	

4.3 COSTOS DEL PROYECTO

A continuación se presentan los listados de los diferentes elementos usados en el presente proyecto así como también sus costos en dólares americanos.

En la Tabla 4.4 se muestran los costos de las horas que tomó el diseño electrónico, de mecanismos y mecánico del dispositivo.

Tabla 4. 5. Costo de ingeniería

INGENIERÍA				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Diseño electrónico	horas	20	5,00	100,00
Diseño mecanismos	horas	60	5,00	300,00
Diseño mecánico	horas	150	5,00	750,00
TOTAL				1050,00

En la Tabla 4.5 se presentan los materiales y costos para la implementación de la placa de control.

Tabla 4. 6. Costo realización placa de control.

DESCRIPCIÓN	VALOR/ NUMERACIÓN	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Microcontrolador	ATMEGA328P	2	10,00	20,00
Módulo Serial	SILABS CP2102	1	8,00	8,00
Programador AVR	USBASP	1	12,75	12,75
Regulador de voltaje	LM2596	1	5,25	5,25
Capacitor cerámico	104	1	0,05	0,05
Borneras	2 pines	1	0,05	0,05
Socket	28 pines	1	0,40	0,40
Espadines hembra	40 pines	1	0,40	0,40
Espadines macho	40 pines	1	0,40	0,40
Baquelita	A4	1	5,00	5,00
Ácido	Para cobre	4	0,50	2,00
Brocas	Para baquelita	3	0,40	1,20
Papel termotransferible	A4	1	2,00	2,00
Impresión láser		1	0,50	0,50
Elaboración placa		1	20,00	20,00
TOTAL				78,00

En la Tabla 4.6 detallan los costos de los sensores y actuadores así como los adicionales para el correcto funcionamiento de estos, este es el costo más elevado en referencia a materiales debido a las características técnicas que tienen dichos materiales y que se necesita importarlos ya que no se obtienen localmente.

Tabla 4. 7. Costo sensores y actuadores.

SENSORES Y ACTUADORES				
DESCRIPCIÓN	VALOR/ NUMERACIÓN	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Sensor MyoWare	AT-04-001	3	80,00	240,00
Servomotores lineales ACTUONIX	PQR12 63:1	5	140,00	700,00
Cables	UTP 24AWG 4 hilos	3	0,80	2,40
Conectores Molex	3 pines	6	0,90	5,40
Extras		1	20,00	20,00
TOTAL				967,80

La Tabla 4.7 representa los costos de materiales o procesos que se requieren para la fabricación de las diferentes partes del prototipo.

Tabla 4. 8. Costo implementación del prototipo.

IMPLEMENTACIÓN				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Corte por chorro de agua				
Barra proximal	barra	8	3,00	24,00
Barra medial	barra	4	2,60	10,40
Barra pulgar	tuercas	2	2,50	5,00
Encaje del prototipo	encaje	1	120,00	120,00
Lija	lija	2	1,00	2,00
Eje de acero inoxidable de diámetro 3mm	metro	1	1,50	1,50
Eje de acero inoxidable de diámetro 2mm	metro	1	1,30	1,30
Rectificación barras	hora	1	5,00	5,00
Correcciones		14	2,50	35,00
TOTAL				204,20

Otro de los costos importantes en este proyecto fue el de las impresiones 3D con plástico PLA de las partes del prototipo que se detallan en la Tabla 4.8.

Tabla 4. 9. Costo impresiones 3D.

IMPRESIONES 3D				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Falanges	hora	40	10,00	400,00
Cuerpo de la mano	hora	20	10,00	200,00
Correcciones	hora	20	10,00	200,00
TOTAL				800,00

También se detallan costos varios o misceláneos (Tabla 4.9) que resultaron necesarios para el desarrollo del proyecto.

Tabla 4. 10. Costo de misceláneos.

MISCELÁNEOS				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL (USD)
Pruebas				
Persona que colabora en pruebas	día	5	20,00	100,00
Correcciones al sistema	modificación	3	30,00	90,00
Varios				
Transporte	gasolina	20	2,00	40,00
Alimentación	almuerzos	40	3,00	120,00
TOTAL				350,00

Finalmente se presenta la Tabla 4.10 donde se resumen los costos totales del proyecto que sumando representan \$3.450 lo cual en relación a prótesis comerciales que fácilmente superan los \$30.000 como se detalló en el capítulo dos, resulta económico dicho costo siendo la relación ocho veces menor. Este costo se puede reducir considerablemente en el caso de llegar a fabricar en mayor escala el prototipo, lo cual lo vuelve accesible para personas que necesiten este dispositivo en el Ecuador.

Tabla 4. 11. Costo total.

COSTO TOTAL DEL PROYECTO	
DESCRIPCIÓN	COSTO TOTAL (USD)
INGENIERÍA	1050,00
PLACA DE CONTROL	78,00
SENSORES Y ACTUADOR	967,80
IMPRESIONES 3D	800,00
IMPLEMENTACIÓN	204,20
MISCELÁNEOS	350,00
TOTAL	3450,00

CONCLUSIONES

- El desarrollo de este proyecto de investigación resulta de carácter multidisciplinario ya que se ha aplicado diferentes áreas de la ingeniería como son el análisis de mecanismos, cálculos de resistencias de materiales, selección de materiales acordes al presupuesto y características de diseño, dimensionamiento de la estructura acorde a limitaciones propias de una mano real, diseño electrónico en base a los requerimientos del prototipo tanto de sus actuadores como sensores; así se ha logrado fundamentar matemáticamente sus características con lo que se asegura su correcto funcionamiento una vez implementado.
- Mediante la aplicación del mecanismo de cuatro barras se ha logrado un cierre completo y además un movimiento muy similar al de la mano humana; el acoplamiento del prototipo con el usuario es muy sencillo ya que la persona lo puede realizar por si solo sin complicación, exceptuando la conexión del cable de la batería el cual necesita de ayuda de una persona para hacerlo.
- El diseño electrónico se lo hizo de forma modular para distribuir convenientemente los componentes del sistema. Se logró independizar la batería y los sensores, dejando la parte de control en el cuerpo de la mano y los actuadores dentro de la palma de la mano. Esta distribución ha permitido la optimización de las dimensiones de la mano.
- La tarjeta principal de control resultó adecuada en la implementación, ya que permite una ágil programación e incorporación de sensores y actuadores para expandir las prestaciones del prototipo además su tamaño es idóneo para que el prototipo no pierda la proporción de una mano real. Se incorporó pines para comunicación serial RS-232 así como también para el programador USBASP lo cual agilitó el desarrollo del programa y pruebas del prototipo en funcionamiento ya que se puede cambiar el programa sin necesidad de remover la tarjeta electrónica.

- Las funciones de control en el programa permiten que el programador realice cambios de los movimientos de los dedos acorde a las necesidades de cada usuario, además de que cada movimiento tiene su respectiva subrutina pudiendo agregarse rápidamente nuevas subrutinas o calibrar las existentes acorde a las necesidades de los usuarios, así como también las funciones para recepción de datos, uso de ADC y demás; cada una de ellas está claramente identificada.
- El usuario considera que el prototipo cumple en un 90% las expectativas de utilidad de una prótesis. El cual es un indicador de que las funciones que realiza el prototipo son una ayuda para la persona.
- Estéticamente la persona considera al prototipo que cumple en un 70% sus expectativas respecto a una prótesis que desearía adquirir. Es una calificación baja por lo que se debe considerar para un futuro proyecto. El usuario desea que la prótesis tenga una mayor semejanza a su mano izquierda tanto en dimensiones como en su forma además de que no existan cables a la vista y de ser posible que todos los elementos estén acoplados al encaje del prototipo.
- La carga que es capaz de sujetar el mecanismo es de 4,56 kilogramos superando los 4,54 kilogramos que era la especificación inicial de esta manera se asegura que el prototipo podrá trabajar con la carga de la especificación con toda seguridad.
- El tiempo de respuesta máximo es de 1,98 segundos para el cierre con carga del dispositivo lo cual a pesar de exceder la especificación inicial, para el usuario no representó un inconveniente, más bien este exceso de tiempo ayuda al realizar diferentes agarres ya que la persona acomoda el prototipo al agarrar ciertos objetos.

- El tiempo de duración mínima de la batería que se obtuvo con una carga útil de 4,54kg fue de 7,60 horas lo cual podría ser suficiente para el uso diario de una prótesis, es importante aclarar que los ciclos de carga y descarga de la batería son factores que afectan la duración de la misma.
- El dispositivo es capaz de sujetar desde una hoja de papel hasta objetos cuyo diámetro máximo es de 6,2 centímetros lo cual podría resultar suficiente para sujetar objetos comunes como son botellas, cubiertos u otros en el uso diario.
- El dispositivo no produce un ruido excesivo, llegando a un máximo de 40,50 dB, lo cual está por debajo de los 55dB de rango de bienestar auditivo, de esta manera el usuario no va sentir molestias auditivas incluso usando todo el día el prototipo.
- El uso de los sensores Myoware es recomendable para este proyecto debido a que permiten ahorrar espacio ya tienen la ventaja de que la señal muscular se filtra y acondiciona en los mismos sensores y se tiene una señal de salida que puede ser leída directamente por los puertos ADC del microcontrolador evitando así tener que filtrar y acondicionar las señales musculares en la placa de control para lo cual el espacio es limitado en el prototipo, además se optimiza el tiempo considerando que realizar un filtrado de señales tan pequeñas (en el orden de 100 micro voltios) es bastante complejo y se deben realizar cantidad de pruebas y rediseños, incrementando el costo, un valor superior al de los sensores utilizados. De esta manera se realizó un control bastante eficiente de los servomotores.
- El costo total del prototipo de prótesis implementado es de \$3.450 lo cual relativamente a una prótesis comercial que fácilmente supera los \$30.000 en Estados Unidos resulta siendo 8,6 veces más económica; cabe mencionar que se podría reducir hasta un 15% de este costo en un segundo prototipo ya que se eliminarían costos de modificaciones o errores de diseño debido a la experiencia adquirida en este proyecto.

RECOMENDACIONES

Para el cuerpo de la mano del prototipo se debe mejorar la resistencia de su estructura debido a que al sufrir caídas es susceptible a romperse especialmente donde se articulan las falanges proximales.

Para el dedo pulgar es importante que se le dé un grado más de movilidad con el que se pueda realizar movimientos de flexión y extensión.

La muñeca del prototipo necesita una movilidad similar al de una persona es decir se debe darle dos grados de libertad.

Es necesario realizar un diseño que impida en cierta medida el ingreso agua a los componentes electrónicos de la prótesis ya que es común que esta sea expuesta a condiciones de humedad.

Con el avance constante y rápido de la tecnología es conveniente buscar sensores menos invasivos al usuario para así estimular el uso de la prótesis; y además que no se necesiten de electrodos con gel y adhesivo como los que se usan en este prototipo debido a que pueden causar alergia en el usuario y la colocación de estos resulta incómoda. De preferencia unos electrodos o sensores que se acoplen al encaje de la prótesis son convenientes para que al realizar el encaje del prototipo a la extremidad residual del usuario los electrodos queden en su posición de trabajo.

Dependiendo del usuario es importante conocer las funciones que más utiliza para implementar o eliminar algunas del prototipo, así sería más amigable con el usuario.

La placa de control una vez que haya sido probada durante algún tiempo se podría implementar con elementos superficiales para reducir el espacio que esta ocupa e incluso se puede rellenar el espacio destinado a esta con un gel de silicona para encapsulamiento electrónico dándole así resistencia a la humedad e inclusive a ser sumergida en agua.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] R. Chaurand, L. Prado y E. González, “Dimensiones antropométricas de población colombiana”, en *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, 2da ed., México: Universidad de Guadalajara, 2007, pág. 168-216.
- [2] J. Melo, “Consideraciones antropométricas del puesto de trabajo”, en *Ergonomía Práctica: Guía para la evaluación ergonómica de un puesto de trabajo*, 1ra ed., Argentina: Fundación MAPFRE, 2009, pág. 37-38 . [En línea]. Disponible en: https://www.fundacionmapfre.org/documentacion/publico/es/catalogo_imagenes/grupo.cmd?path=1073097
- [3] N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, “Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand”, presentado en *Proceedings of the Sixth Natinal Applied Mechanism & Robotics*, Toronto, ON, Canadá, 1999.
- [4] INEC, “Estadísticas de camas y egresos hospitalarios 2013”, [En línea]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/estadisticas-de-camas-y-egresos-hospitalarios-bases-de-datos/>. [Último acceso: 13 Febrero 2017].
- [5] L. Vorvick, “Prótesis”, *University of Maryland Medical Center*, 21 Enero 2013. [En línea]. Disponible en: <http://umm.edu/health/medical/spanishency/articles/protesis#ixzz3K0cU1r3P> [Último acceso: 13 Mayo 2016].
- [6] Amputee Coalition, “Cosmesis (o prótesis estética): el arte de hacer que las extremidades artificiales parezcan reales”, 2005. [En línea]. Disponible en: <http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/cosmesis-ez.html>. [Último acceso: 18 Septiembre 2016].
- [7] C. Arce, “Prótesis activas”, *Prótesis de Miembros Superiores Mecánicas - Híbridas - Mioeléctricas*, 2005. [En línea]. Disponible en: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>. [Último acceso: 20 Octubre 2016].

- [8] J. Dorador, “Prótesis Mecánicas”, de *Robótica y Prótesis Inteligentes*, vol. 6, Universidad Nacional Autónoma de México, 2004, pág. 8. [En línea]. Disponible en: http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- [9] Robótica en la Bionica, “Prótesis neumática”, 2012. [En línea]. Disponible en: <http://roboticaenlabionica.blogspot.com/2012/11/protesis.html>. [Último acceso: 25 Noviembre 2016].
- [10] J. Dorador, “Prótesis Mioeléctrica”, de *Robótica y Prótesis Inteligentes*, vol. 6, Universidad Nacional Autónoma de México, 2004, pág. 9. [En línea]. Disponible en: http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- [11] D. Russell Schilling, “Meet the World’s First Fully Articulated, Five Digit Prosthetic Hand”, Industry Tap, 13 Mayo 2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.industrytap.com/meet-worlds-first-fully-articulated-five-digit-prosthetic-hand/28884>. [Último acceso: 07 Julio 2016].
- [12] Nexora, “El Hombre Biónico”, 3 Julio 2014. [En línea]. Disponible en: <https://nexora.es/el-hombre-bionico/>
- [13] J. Giraldo, C. Jiménez, J. Santa, A. Serna, J. Valencia, “Prótesis robótica microcontrolada con dos grados de libertad,” Escuela de Ingeniería de Antioquía, 2005. [En línea]. Disponible en: <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2005II/ManoRobotica/1.HTML>
- [14] Touch Bionics, “i-limb ultra”, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/coverings>. [Último acceso: 11 Mayo 2016].
- [15] Ottobock, “Prótesis de mano Michelangelo”, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/#/1/1>. [Último acceso: 17 Agosto 2016].
- [16] L. Giuseppe, “The study of the Electromyographic Signal for the Control of a

Prosthetic Hand”, Master’s Degree, Dept. Artificial Intelligence and Robotics, Politecnico di Milano, Milano, Italia, 2010.

- [17] Bebionic, “Rasgos del Bebionic 3”. [En línea]. Disponible en: http://es.bebionic.com/the_hand/features. [Último acceso: 14 Noviembre 2016].
- [18] Protésica, “Mano electrónica Bebionic 3”, 2015. [En línea]. Disponible en: <http://protesica.com.co/portfolio-item/mano-electronica-bebionic-3/>. [Último acceso: 18 Agosto 2016].
- [19] Touchbionics, “I-Limb ultra”, 2015. [En línea]. Disponible en: http://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/i-limb%20ultra%20revolution%20datasheet%20Issue%20March%202015_0.pdf. [Último acceso: 21 Agosto 2016].
- [20] S. Chu, “I-Limb Ultra Revolution: New Bionic Hand For iPhone”, iDigitalTimes, 23 Abril 2013. [En línea]. Disponible en: <http://www.idigitaltimes.com/i-limb-ultra-revolution-new-bionic-hand-iphone-video-354836>. [Último acceso: 23 Agosto 2016].
- [21] K. Foster, “The Michelangelo Hand”, The University of Rhode Islan, [En línea]. Disponible en: http://www.ele.uri.edu/Courses/bme181/S13/3_Kelsey_F_2slides.pdf. [Último acceso: 23 Agosto 2016].
- [22] M. Smith, “New beBionic hand almost doubles its grip-strength, steered by user's electrical skin signals”, engadget, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.engadget.com/2012/09/07/bebionic-3-bionic-hand/>. [Último acceso: 20 Agosto 2016].
- [23] Ottobock, “Power option for Bebionic”, [En línea]. Disponible en: http://bebionic.com/the_hand/system_components/power_options. [Último acceso: 21 Agosto 2016].
- [24] L. Tobar, “Prototipo de Prótesis Robótica para la Mano”, Tesis de Grado, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Univ. Tecnológica Equinoccial, Quito,

Pichincha, 2010.

- [25] El Ciudadano, “Una Mano de Esperanza para la Discapacidad”, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.elciudadano.gob.ec/una-mano-de-esperanza-para-la-discapacidad>. [Último acceso: 25 Agosto 2016].
- [26] Excelsior, “Crean prótesis de mano con impresora 3D”, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.excelsior.com.mx/de-la-red/2014/03/17/949108>.
- [27] T. Campos, “Estudiantes de la UNAM desarrollan prótesis de dedo que genera fuerza y movimiento”, Xataka México, 2016. [En línea]. Diponible en: <https://www.xataka.com.mx/ciencia/estudiantes-de-la-unam-desarrollan-protesis-de-dedo-que-genera-fuerza-y-movimiento>. [Último acceso: 25 Agosto 2016].
- [28] DLR Robotics and Mechatronics Center, “Hit Hand”, [En línea]. Disponible en: http://www.dlr.de/rmc/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-9656/16605_read-40515/. [Último acceso: 17 Octubre 2016].
- [29] C. Riba, *Diseño Concurrente*, 3ra ed., España: Ediciones UPC, 2002.
- [30] TowerPro, “MG996R Robot servo 180° Rotation”, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.towerpro.com.tw/product/mg995-robot-servo-180-rotation/>. [Último acceso: 23 Mayo 2017].
- [31] Kiatronics, “28BYJ-48 - 5V Stepper Motor”, 2009. [En línea]. Disponible en: <http://robocraft.ru/files/datasheet/28BYJ-48.pdf>. [Último acceso: 15 Febrero 2015].
- [32] Actuonix, “PQ12-R Micro Linear Servos for RC”, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.actuonix.com/Actuonix-PQ12-R-micro-linear-servos-for-RC-p/pq12-r.htm>. [Último acceso: 15 Febrero 2016].
- [33] Advancer Technologies, “Datasheet MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)”, 2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.advancertechnologies.com/>. [Último acceso: 01 Enero 2017].

- [34] Thalmic Labs Inc., “Myo Armband”, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.myo.com/techspecs>. [Último acceso: 17 Mayo 2016].
- [35] Raspberry Pi Foundation, “Raspberry Pi 3 Model B”, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>. [Último acceso: 13 DICIEMBRE 2016].
- [36] STMicroelectronics, “STM32F4DISCOVERY”, 2017. [En línea]. Disponible en: <http://www.st.com/en/evaluation-tools/stm32f4discovery.html>. [Último acceso: 14 Febrero 2017].
- [37] Atmel Corporation, “Atmega 48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P”, 2015. [En línea]. Disponible en: http://www.atmel.com/images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P_datasheet_Complete.pdf. [Último acceso: 17 Enero 2017].
- [38] G. L. Taylor y R. J. Schwart, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand”, *Artificial Limbs*, vol. 2, no. 2, pág. 22-35, 1955.
- [39] A. Velázquez Sánchez, E. Merchán Cruz, L. Hernández Gómez y G. Urriolagoitia Calderón, “Rango de movilidad y función descriptiva de dedo índice”, *Científica*, vol. 11, pág. 177 - 188, 2007.
- [40] C. Quinayás, “Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres”, Tesis de masterado, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Univ. Del Cauca, Popayán, Colombia, 2010.
- [41] H. Rouviere y A. Delmas, Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional, 11va ed., Elsevier Masson, vol. 3, 2005.
- [42] G. Schlesinger, “Der mechanische Aufbau der kunstlichen Glieder” en *Ersatzglieder und Arbeitshilfen*, Alemania: Springer, 1917, cap. 13.
- [43] Ingeniería Mecánica, “Ley de Grasoff”, Universidad de Oviedo, 2006. [En línea]. Disponible en: <https://www.unioviedo.es/DCIF/IMecanica/GestionCortizo/>

Metodologia/conceptos%20de%20mecanica/Glosario%20de%20terminos/cuadrilateroArticulado3.htm. [Último acceso: 22 Mayo 2017].

- [44] Italuminio, “Ficha técnica acero inoxidable AISI304”, [En línea]. Disponible en: <http://italuminio.com.co/catalogos/SS304-ficha.pdf>. [Último acceso: 15 Diciembre 2016].
- [45] A. Jaramillo Botero, “Cinemática de Manipuladores Robóticos,” California Institute of Technology, 2007. [En línea]. Disponible en: http://www.wag.caltech.edu/home/ajaramil/libro_robotica/cinematica.pdf. [Último acceso: 15 Abril 2017].
- [46] A. Ollero Baturone, “Modelos cinemáticos de robots”, en *Robótica. Manipuladores y Robots Móviles*, España: Marcombo, 2001, pág. 63-96.
- [47] MATLAB, *help plotbot*, 2016.
- [48] Atmel, “Datasheet ATMEGA328/P”, nov. 2016. [En línea]. Disponible en: http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_Datasheet.pdf. [Último acceso: 02 Enero 2017].
- [49] Apple, “Ventajas de los iones de litio”, 2017. [En línea]. Disponible en: <http://www.apple.com/es/batteries/why-lithium-ion/>. [Último acceso: 03 Enero 2017].
- [50] TalentCell, “Batería 12V, 3000mAh”, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.talentcell.com/products/12v-battery/12v-battery-3000mah.html>. [Último acceso: 03 Enero 2017].
- [51] Texas Instruments, “LM2596 SIMPLE SWITCHER 3-A Step-Down Voltage Regulator”, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2596.pdf>. [Último acceso: 04 Enero 2017].
- [52] M. Gómez y C. Alfaro, “Perturbación de la concentración mental”, en *Ruido: Evaluación y Acondicionamiento Ergonómico*. España: Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, 2007, pág. 19.

