



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DESARTICULACIÓN DE
MUÑECA.

AUTORES: HARO SANGOQUIZA EDWIN ROBERTO
ROMÁN HERRERA CRISTHIAN PAUL

DIRECTOR: ING. DAVID LOZA MATOVELLE

SANGOLQUÍ

2017



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DESARTICULACIÓN DE MUÑECA**” realizado por los señores **EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA Y CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores **EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA Y CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA** para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, 17 de enero del 2016

A handwritten signature in blue ink is positioned above a horizontal line. The signature is cursive and appears to read 'David Loza Matovelles'.

**ING. DAVID LOZA MATOVELLE
DIRECTOR**



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA**, con cedula de identidad N° y **CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA** con cedula de identidad N°1720992484, declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DESARTICULACIÓN DE MUÑECA**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 17 de enero del 2016



EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA
C.C. 1003506761



CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA
C.C. 1720992484



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA Y CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTITPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DESARTICULACIÓN DE MUÑECA**” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 17 de enero del 2016

EDWIN ROBERTO HARO SANGOQUIZA
C.C. 1003506761

CRISTHIAN PAUL ROMÁN HERRERA
C.C. 1720992484

DEDICATORIA

DEDICATORIA

Dedicado a mi padre Rodrigo Román, que siempre ha sido mi principal apoyo y ha estado a mi lado ayudándome a cumplir todas mis metas. A mi abuela Nélide Martínez, un gran ejemplo de trabajo y dedicación. A mi abuelo Segundo Román un gran hombre que en paz descansa, mi ejemplo de vida, amor, paciencia y perseverancia. A toda mi familia, por siempre creer en mí y motivarme a superarme cada día. A mis amigos por su confianza y apoyo incondicional.

Cristhian Paul Román Herrera.

Dedico este trabajo de titulación en especial a mi hija Camila por quien tengo el deber de superarme cada día y cumplir mis metas. A mi hermana y mi sobrina quienes han sido mi motivación principal y quienes han incentivado mi desarrollo profesional y personal. A mi madre que nunca se cansó de brindar el amor y el apoyo para sus hijos y mi hermano que nunca han perdido la confianza en mí.

Edwin Roberto Haro Sangoquiza.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a nuestro tutor el Ingeniero David Loza por sus consejos, enseñanzas y confianza que han permitido que este proyecto sea exitoso.

Agradecemos al Ingeniero Luis Segura por su motivación y por darnos todas las facilidades para desarrollar el proyecto dentro del laboratorio de procesos de manufactura.

Agradecemos al Sr. Jorge Morocho por su ayuda y predisposición durante el desarrollo y pruebas del prototipo.

Agradecemos a la Ingeniera Johanna Tobar por la confianza y apoyo brindados desde los inicios de este proyecto.

Agradecemos al Ingeniero Byron Cortez por su valiosa ayuda y consejos en la construcción del prototipo.

Agradecemos a Ing. Roberty Velasco, Ing. Kleber Castro y al Sr. Nelson Cárdenas por aportar al proyecto con sus conocimientos y experiencia.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AUTORIA DE RESPONSABILIDAD	iii
DEDICATORIA	v
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
NDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPÍTULO 1	
ASPECTOS GENERALES	
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Definición del problema	3
1.3 Justificación e importancia.....	7
1.3.1. Objetivos	8
1.3.2. Objetivo general	8
1.3.3. Objetivos específicos	8
1.4 Área de influencia	8
1.5 Alcance	9
1.6 Estructura del documento.....	10
CAPÍTULO 2	
ESTADO DEL ARTE	
2.1 La mano humana.....	12
2.1.1. Estructura ósea y articulaciones	12
2.1.2. Movimientos de los dedos.....	14
2.1.3. Movimientos del pulgar	15
2.1.4. Movimientos de la muñeca.....	17

2.1.5. Formas básicas de prensión	19
2.2 Amputación y desarticulación.	19
2.2.1. Nivel de amputación.....	19
2.2.2. Sensación de miembro fantasma	20
2.3 Prótesis de mano.....	21
2.3.1. Reseña histórica de prótesis de miembro superior	21
2.3.2. Estado del arte de la prótesis de mano	25
2.3.3. Prótesis en el Ecuador	34
2.4 Electromiografía.....	37
2.4.1. Adquisición.....	37
2.4.2. Acondicionamiento	38
2.4.3. Análisis.....	38
2.5 Resumen	39

CAPÍTULO 3

Metodología y Diseño Mecatrónico

3.1 Planificación QFD	40
3.1.1. Identificación de las necesidades del usuario	40
3.1.2. Identificación de las características técnicas del prototipo.	42
3.1.3. Matriz QFD	43
3.1.4. Resultados del análisis QDF	44
3.2 Planeación de diseño	44
3.3 Módulo 1 Estructura.....	46
3.3.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño	46
3.3.2. Diseño de detalle	51
3.4 Módulo 2 Muñeca	59
3.4.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño	59
3.4.2. Diseño de detalle de la muñeca	67
3.5 Módulo 3 Fuente de energía.....	97
3.5.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño	97
3.5.2. Diseño de detalle	100

3.6 Módulo 4 Interfaz EMG	101
3.6.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño	101
3.6.2. Diseño de detalle	104
3.7 Módulo 5 Control	105
3.7.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño	105
3.7.2. Diseño de detalle	108
3.8 Diseño CAD del conjunto.....	111
3.9 Resumen	112

CAPÍTULO 4

Construcción, implementación y análisis de costos

4.1 Construcción e implementación de la estructura	114
4.1.1. Mecanismo de los dedos.....	114
4.1.2. Construcción de la palma.....	115
4.1.3. Implementación de servo motores	116
4.1.4. Construcción del socket de sujeción.	117
4.2 Construcción e implementación del sistema de muñeca	118
4.2.1. Implementación del actuador	118
4.2.2. Construcción del eje de rotación de muñeca	119
4.2.3. Implementación del Rodamiento.....	121
4.2.4. Construcción e implementación del sistema de transmisión ..	122
4.2.5. Construcción e implementación del soporte del rodamiento ..	124
4.3 Implementación de la Fuente de Energía	125
4.3.1. Batería.....	125
4.3.2. Indicador de carga	125
4.3.3. Cargador	126
4.4 Implementación de la Interfaz EMG.....	126
4.4.1. Sensor mioeléctrico.....	126
4.4.2. Comunicación	126
4.5 Construcción e implementación del módulo de Control.....	127
4.5.1. Microcontrolador	127

4.5.2. PCB Dedicada.....	128
4.6 Resumen	129
CAPÍTULO 5	
Análisis de costos, pruebas y resultados	
5.1 Análisis de costos	130
5.2 Pruebas	132
5.2.1. Ensayo de tracción distal	132
5.2.2. Ensayos de agarre	135
5.3 Resumen	138
CAPÍTULO 6	
Conclusiones, Recomendaciones y Trabajos Futuros	
6.1 Conclusiones	139
6.2 . Recomendaciones y Trabajos Futuros	140

NDICE DE TABLAS

Tabla 1. Amplitud de los movimientos articulares de los dedos.....	15
Tabla 2. Velocidades de pronosupinación.	18
Tabla 3. Características de prótesis comerciales de alta gama.....	30
Tabla 4. Necesidades del usuario.....	41
Tabla 5. Características técnicas.....	42
Tabla 6. Importancia de características técnicas.	44
Tabla 7. Módulos y subsistemas del prototipo.	45
Tabla 8. Características del mecanismo de cuerdas.	46
Tabla 9. Características del mecanismo de Toronto.....	46
Tabla 10. Características del mecanismo con motor por articulación.	47
Tabla 11. Ponderación de criterios para el tipo de mecanismo.	47
Tabla 12. Evaluación del criterio Costo.....	47
Tabla 13. Evaluación del criterio Adaptabilidad de movimiento.	48
Tabla 14. Evaluación del criterio Precisión del movimiento.	48
Tabla 15. Evaluación del criterio Facilidad de ensamble.	48
Tabla 16. Conclusiones de selección del tipo de mecanismo.....	48
Tabla 17. Características del actuador lineal SKF Runner.	49
Tabla 18. Características del actuador lineal PQ12-R.	49
Tabla 19. Ponderación de criterios para el actuador lineal.	50
Tabla 20. Evaluación del criterio Costo.....	50
Tabla 21. Evaluación del criterio Tamaño.....	50
Tabla 22. Evaluación del criterio Fuerza.....	50
Tabla 23. Conclusiones de selección del actuador lineal.....	51
Tabla 24. Puntos de precisión para el mecanismo 1	54
Tabla 25. Características del micromotor DC.	59
Tabla 26. Características del servomotor.	59
Tabla 27. Ponderación de criterios para el actuador de muñeca.....	60
Tabla 28. Evaluación del criterio Tamaño.....	60
Tabla 29. Evaluación del criterio Torque.....	60
Tabla 30. Evaluación del criterio velocidad.....	60
Tabla 31. Conclusiones de selección del actuador de muñeca.	61

Tabla 32. Características del tren de engranajes.....	61
Tabla 33. Características de la banda de transmisión.	61
Tabla 34. Características del acoplamiento directo.	62
Tabla 35. Ponderación de características de transmisión de potencia.	62
Tabla 36. Evaluación del criterio Mantenimiento.....	62
Tabla 37. Evaluación del criterio Facilidad de Manufactura.	62
Tabla 38. Evaluación del criterio Capacidad de transmisión.....	63
Tabla 39. Conclusiones de selección de la transmisión de potencia.	63
Tabla 40. Características del rodamiento rígido de bolas.	64
Tabla 41. Características del rodamiento de rodillos.	64
Tabla 42. Características del rodamiento de agujas.	64
Tabla 43. Ponderación de características de rodamiento.	65
Tabla 44. Evaluación del criterio Carga combinada.....	65
Tabla 45. Evaluación del criterio Carga de momento.	65
Tabla 46. Evaluación del criterio Funcionamiento Silencioso.	65
Tabla 47. Conclusiones de selección del tipo de rodamiento.	66
Tabla 48. Características de la Batería Li-Ion.	97
Tabla 49. Características de la Batería Li-Po.....	97
Tabla 50. Ponderación de características de las baterías.	98
Tabla 51. Evaluación del criterio Tasa de descarga.	98
Tabla 52. Evaluación del criterio Densidad energética.	98
Tabla 53. Evaluación del criterio Robustez.....	98
Tabla 54. Conclusiones de selección del tipo de batería.	99
Tabla 55. Características de los Electroodos.....	101
Tabla 56. Características de la Banda mioeléctrica MYO.....	101
Tabla 57. Ponderación de características de los sensores.....	102
Tabla 58. Evaluación del criterio Costo.....	102
Tabla 59. Evaluación del criterio Robustez.....	102
Tabla 60. Evaluación del criterio Durabilidad.....	102
Tabla 61. Evaluación del criterio Facilidad de procesamiento.	103
Tabla 62. Conclusiones de selección del sensor.	103
Tabla 63. Características del microcontrolador Pololu.....	106
Tabla 64. Características del microcontrolador Arduino.	106

Tabla 65. Ponderación de características del microcontrolador.....	106
Tabla 66. Evaluación del criterio Tamaño.....	107
Tabla 67. Evaluación del criterio Procesamiento.....	107
Tabla 68. Evaluación del criterio Costo.....	107
Tabla 69. Conclusiones de selección del microcontrolador.....	107
Tabla 70. Corriente de actuadores.....	109
Tabla 71. Características técnicas del prototipo.....	112
Tabla 72. Costos de prótesis comercial.....	130
Tabla 73. Costos de prototipo.....	131
Tabla 74. Resultados ensayo de tracción.....	134
Tabla 75. Evaluación pruebas de agarre.....	135
Tabla 76. Evaluación de pruebas de agarre cilíndrico.....	136
Tabla 77. Evaluación de pruebas de agarre en pinza.....	137

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Prótesis Mioeléctricas en el mercado Internacional.....	2
Figura 2. Datos porcentuales de discapacidades en Ecuador	4
Figura 3. Máquina CNC centro de prótesis y órtesis Guayaquil.....	5
Figura 4. Prótesis de mano ROMP.	6
Figura 5. Prótesis mioeléctrica.....	9
Figura 6. Estructura ósea de la mano	13
Figura 7. Articulaciones de la mano.....	13
Figura 8. Medición de movimientos articulares de los dedos.....	14
Figura 9. Movimientos del pulgar.	15
Figura 10. Angulo metacarpianos- índice.	16
Figura 11. Oposición del pulgar.	16
Figura 12. Ángulos de flexión del pulgar.....	17
Figura 13. Movimientos de la muñeca.	17
Figura 14. Ángulos de movilidad de la muñeca.	18
Figura 15. Formas básicas de prensión.....	19
Figura 16. Niveles de amputación.....	20
Figura 17. Mano de alt-Ruppín construida con hierro en el año 1400.....	22
Figura 18. Le Petit Lorrain (Primera prótesis móvil).....	22
Figura 19. Prótesis de los siglos IX y XX.	23
Figura 20. Veterano americano soldando.	24
Figura 21. Patente de D.W Dorrance para prótesis de gancho.....	24
Figura 22. Prótesis Bebionic 3	26
Figura 23. Prótesis i-limb quantum	26
Figura 24. Mano Michelangelo.....	27
Figura 25. Mecanismo de dedos de prótesis comerciales.	28
Figura 26. Electrodo, (a) i-limb (b) Bebionic (c) Michelangelo.....	29
Figura 27. Flexy Hand.....	31
Figura 28. Prótesis HACKberry.....	31
Figura 29. Posiciones del dedo índice	32
Figura 30. Mano modular	33
Figura 31. Control de prótesis con brazalete Myo.....	34
Figura 32. Prótesis mecánica marca HOSMER	35

Figura 33. Prótesis mecánica marca Otto Bock.....	35
Figura 34 Prótesis mioeléctrica.....	36
Figura 35. Adquisición de señal EMG.....	37
Figura 36. Diagrama de bloques EMG.....	39
Figura 37. Matriz QFD	43
Figura 38. Despliegue de la función de calidad.	44
Figura 39.Mecanismo de la universidad de Toronto. (N. Dechev, 2001) ...	52
Figura 40. Mecanismo dedo índice con 2 articulaciones móviles.	52
Figura 41. Suma vectorial del mecanismo 1 en el dedo índice.....	53
Figura 42. Trayectoria generada por el mecanismo del dedo índice.	54
Figura 43. Ángulos de las articulaciones del pulgar. (García, 2003).....	55
Figura 44. Mecanismos del pulgar.....	56
Figura 45. Trayectoria generada por el pulgar.....	56
Figura 46. Diseño CAD del dedo índice.....	57
Figura 47. Servomotor Lineal Firgelli PQ12-R	58
Figura 48. Diseño CAD de la palma del prototipo.....	58
Figura 49. Modelo CAD del micromotor pololu HP gearmotor 1000:1	68
Figura 50. Dimensiones base para transmisión de potencia.	69
Figura 51. Diseño CAD del tren de engranajes	78
Figura 52. Cargas establecidas para el trabajo.....	79
Figura 53. Disposición de cargas para prótesis de miembro superior.	80
Figura 54. Diagrama de cuerpo libre del eje de muñeca.	80
Figura 55. Esfuerzo cortante y momento flector en el plano XY.	82
Figura 56. Esfuerzo cortante y momento flector en el plano XZ.	82
Figura 57. Concentrador de esfuerzos, punto más crítico del eje.....	83
Figura 58. Diseño CAD del eje de rotación.....	92
Figura 59. Modelo CAD del rodamiento.....	94
Figura 60. Soporte de rodamiento.	95
Figura 61. Diseño CAD del soporte de rodamiento.....	96
Figura 62. Banda mioeléctrica MYO ®.....	104
Figura 63. Diseño CAD del dispositivo BLE.....	105
Figura 64. Diseño CAD de la placa pololu A-star 32u4 ®	108
Figura 65. Modelo CAD del PCB	110

Figura 66. CAD del conjunto.....	111
Figura 67. Organigrama de construcción.....	113
Figura 68. Partes impresas de cada uno de los dedos.....	114
Figura 69. Impresión terminada de la palma.....	115
Figura 70. Vistas de la palma impresa.....	116
Figura 71. Servo-motores implementados.....	117
Figura 72. Construcción del socket.....	117
Figura 73. Socket de pruebas.....	118
Figura 74. Soporte de Micromotor.....	119
Figura 75. Operaciones de Torneado.....	119
Figura 76. Maquinado CNC.....	120
Figura 77. Eje de rotación de la muñeca.....	121
Figura 78. Ensamble de rodamiento con prensa hidráulica.....	121
Figura 79. Cilindrado del material para engranajes.....	122
Figura 80. Tallado de los dientes del engranaje.....	123
Figura 81. Engranaje y piñon construidos.....	124
Figura 82. Elementos de acero en la transmisión de potencia.....	124
Figura 83. Soporte de fijación del rodamiento.....	125
Figura 84. BLE implementado en la PCB.....	127
Figura 85. Microcontrolador implementado en la PCB.....	127
Figura 86. PCB fabricada.....	128
Figura 87. Prototipo final.....	128
Figura 88. Ensayo de tracción distal.....	132
Figura 89. Montaje de la prótesis en la máquina de ensayos.....	134

RESUMEN

El desarrollo de prótesis ha sido un campo que ha estado en constante avance a lo largo del tiempo desde la creación del primer dispositivo protésico, hasta la actualidad. Sin embargo, en los últimos años gracias a los grandes avances tecnológicos, se han creado varias prótesis de mano muy sofisticadas. Estas prótesis que en su mayoría son del tipo mioeléctricas (controladas por los músculos del usuario), poseen muy buenas prestaciones, y en comparación con otros tipos de prótesis las mioeléctricas, gozan del menor índice de rechazo por parte del usuario. A pesar de las grandes ventajas que tiene una prótesis de mano de este tipo, su principal inconveniente al momento de adquirirlas es su elevado costo, haciéndolas inalcanzables para una buena parte de los usuarios. De aquí, que surge la necesidad de realizar esta investigación cuyo principal objetivo es construir un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano que posea un equilibrio entre factores primordiales como funcionalidad, estética y asequibilidad. Entre las ventajas de este tipo de prótesis se tiene que proveen mayor versatilidad de movimientos y permiten una rehabilitación muscular; ventajas a las que se le sumaran asequibilidad y personalización que serán características propias del prototipo en desarrollo. Además, el prototipo fue diseñado para satisfacer las necesidades de un usuario en específico. Esto con el fin de alcanzar el mayor equilibrio posible entre los tres factores mencionados anteriormente. Finalmente, el prototipo es probado por el usuario con el fin de evaluar su desempeño y encontrar mejoras para el desarrollo de futuros prototipos.

Palabras Clave:

- **PRÓTESIS.**
- **ELECTROMIOGRAFÍA.**
- **DISCAPACIDADES.**
- **MIEMBRO SUPERIOR.**

ABSTRACT

The development of prosthesis is a field that has been in constant progress since the creation of the first prosthetic device. Some sophisticated prostheses for hand have been created due to the great technological advances during the last years. The majority of these prostheses are myoelectric (controlled by the muscles of the user), possess good performance and compared with others, the myoelectric ones are not rejected by the user. Although these kind of prostheses have many advantages, they cannot be afforded by all people since they are very expensive. Thus, this project's aim is to construct a prototype of a myoelectric prosthesis for hand amputations, where the main requirements are functionality, aesthetics, and affordability. Versatility of movements and allowance of muscular rehabilitation to the final user can be mentioned among the advantages of these kind of prosthesis. Additionally, affordability and a great deal of customization would be added to the final prototype. The prototype was developed to fulfill the requirements of a specific user; this with the only purpose to achieve the equilibrium of the three factors aforementioned. Finally, the prototype was tested by the final user, where performance and functionality were the main factors under consideration and getting valuable feedback for future developments.

Key words:

- **PROSTHESIS.**
- **ELECTROMYOGRAPHY.**
- **DISABILITIES.**
- **UPPER LIMB.**

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES

El presente capítulo indica generalidades de la problemática de discapacidad y amputaciones en el Ecuador. Se realiza una descripción de las estadísticas que da una idea general de la importancia y la justificación del proyecto desarrollado. Además, se determinan el objetivo general y los objetivos específicos del proyecto. Por último, se muestra el área de influencia del proyecto y el alcance del mismo.

1.1 Antecedentes

El campo de investigación y desarrollo de las prótesis tal como lo conocemos ahora, ha atravesado una gran cantidad de cambios a través del tiempo. “Se tiene como registro que la primera prótesis de mano fue desarrollada por el año 2000 a.C.” (Brito, 2013, pág. 58). Desde entonces se han venido desarrollando este tipo de dispositivos que tienen el fin ayudar a las personas que han perdido algún miembro por diferentes situaciones.

En la actualidad se ha logrado grandes avances tecnológicos que han permitido fabricar prótesis altamente funcionales y estéticas. No obstante, los costos de este tipo de prótesis son elevados. Así, por ejemplo, la prótesis bebionic® construida por Steeper RSL “tiene la finalidad de emular la funcionalidad de la prótesis I-limb pero a un costo más reducido aproximadamente \$10 000 dólares” (Brito, 2013, pág. 60). Tomando en cuenta que este es el costo en el Reino Unido, es evidente que en Ecuador este tipo de prótesis son inalcanzables para la mayoría de los usuarios, razón por la cual se siguen utilizando prótesis mecánicas o netamente estéticas.

Existen varios modelos de prótesis comerciales con diferentes características, como por ejemplo la prótesis i-limb revolution® creada por la empresa Touch Bionics. Esta prótesis cuenta con funcionalidades como: “fuerza de

agarre variable, aplicación para teléfonos inteligentes para la programación de 36 patrones lo cual permite y facilita la personalización de varias actividades diarias, función de auto agarre, etc.” (Touch Bionics Inc., 2016). Dicha prótesis puede ser controlada por el usuario mediante la identificación de pulsos musculares obtenidos por un sensor ubicado en el miembro restante. De acuerdo con Sanna Chu (2013) “esta prótesis puede costar entre \$ 38.000 a más de \$ 120.000, dependiendo de la distancia hasta la que el brazo se necesita ampliar”.

Se puede hablar incluso de prótesis más sofisticadas, o con una mayor versatilidad de movimientos, las mismas que pueden alcanzar costos mayores o iguales a la i-limb revolution®, en la Figura 1, se pueden observar algunos ejemplos de este tipo de prótesis presentes en el mercado internacional: a) Vincent®, b) iLimb®, c) iLimb Pulse®, d) Bebionic®, e) Bebionic V2® y f) Michelangelo®.

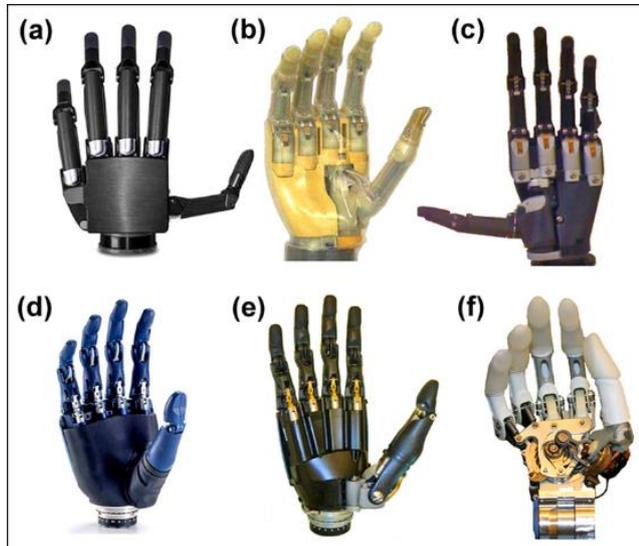


Figura 1. Prótesis Mioeléctricas en el mercado Internacional.

Fuente: (Belter, 2013)

A nivel nacional también se han desarrollado varios proyectos sobre esta temática. Por ejemplo, en la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca se desarrolló el proyecto “Diseño, construcción e implementación de

prótesis biomecánica de mano derecha (Segunda fase)” (Vargas, 2015). Proyecto donde se realizaron mejoras funcionales a la versión previa entre las que destacan, la implementación de movimiento de pronosupinación y el rediseño del sensor óptico utilizado para el control por parte del usuario. También se realizaron mejoras estéticas, utilizando la impresión en 3D para la construcción de las piezas.

Finalmente, en el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE ha desarrollado varios proyectos de carácter social. Los cuales tienen como objetivo mejorar la calidad de vida de personas con algún tipo de discapacidad. Entre los proyectos se encuentran: prótesis de miembro inferior (Barros & Lopez, 2016), sillas de ruedas automatizadas (Lasluisa Garcés, 2015), sistemas de ayuda para personas con discapacidad visual (Reyes Moreno, 2016), entre otros.

1.2 Definición del problema

Con el fin de analizar la situación actual sobre la necesidad de prótesis para miembro superior se ha recopilado información que ayudará a dimensionar esta problemática. También se recopiló información de instituciones tanto públicas como privadas inmersas en el tema y el aporte que estas generan en el grupo social al que está enfocado el presente proyecto.

Determinar el número exacto de personas con discapacidad por pérdida de miembros es una tarea difícil pues muchos países no guardan un registro con la cantidad de pacientes con amputaciones. Sin embargo, según datos proporcionados por el Consejo Nacional para la igualdad de discapacidades, (2014) “Se estima que la mayor cantidad de personas con discapacidades están en la provincia de Guayas y Pichincha; solo en la provincia de Pichincha existen alrededor de 600 personas que requieren de una prótesis”.

En la figura Figura 2 se observa gráficamente los datos porcentuales de los tipos de discapacidades que hay en el Ecuador, en donde se observa cla-

ramente que casi la mitad de las discapacidades son físicas. Las discapacidades físicas pueden ser debido a varios factores, entre los que se encuentran las amputaciones de alguno de sus miembros.

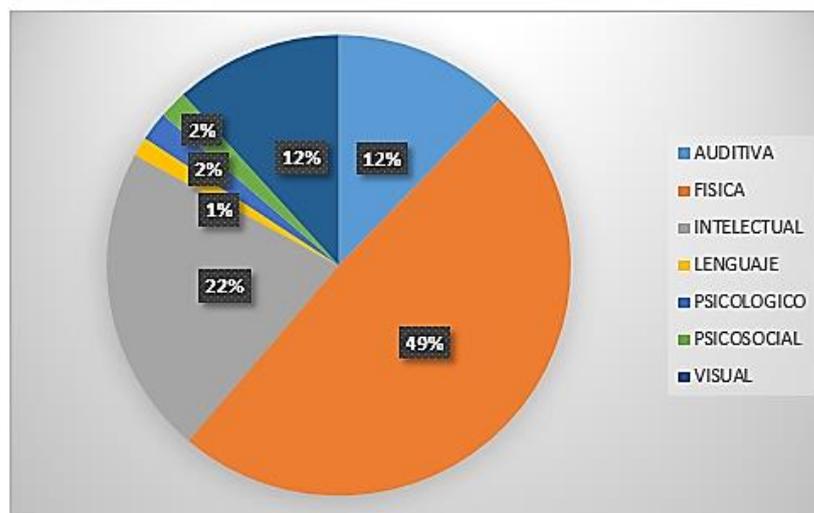


Figura 2. Datos porcentuales de discapacidades en Ecuador

Fuente: CONADIS

Con respecto a causas de amputaciones, en el portal web de Range of Motion Global (2015), consta que “las causas de las amputaciones varían de acuerdo a la región. Las tres principales son: enfermedades, trauma y deformaciones congénitas. Siendo las causas más comunes enfermedades y trauma.” Según datos del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC), en el año 2011, “la diabetes se posicionó como la primera causa de muerte y como la primera causa de amputaciones no traumáticas, alcanzando más del 84% de estas.” (INEC, 2013).

Para identificar la ayuda que reciben las personas con algún tipo de amputación en el país se recolectó información de varias instituciones, tales como el portal web de la vicepresidencia de la república donde se anunció que:

El Segundo Mandatario destacó la tecnología de punta implementada en los tres talleres ubicados en los hospitales: Abel Gilbert de Guayaquil, Eugenio Espejo de Quito e Isidro Ayora de Loja, cuyo eje central

es el sistema CAD-CAM que permitirá acelerar el proceso de producción. Moreno aseguró que en un año y medio se atenderán a las 4.606 personas con necesidades protésicas que existen en el país y el excedente se pondrá a disposición de los países de la región latinoamericana que lo requieran. (Vicepresidencia de la República del Ecuador, 2012)

En la Figura 3 se observa la máquina CNC de uno de los centros mencionados que según la página de la vicepresidencia “gracias al sistema CAD-CAM, una tecnología de punta permite en menos de una hora fabricar el molde de la prótesis (socket) y en cinco horas obtener la pieza final. Este procedimiento, tradicionalmente tardaría cinco días.” Por tanto, se observa en el país un creciente interés por el avance tecnológico en el proceso de elaboración de prótesis, así como el apoyo estatal para su desarrollo. Sin embargo, es importante aclarar que el tipo de prótesis que se entregan en estos centros son del tipo mecánico y no satisfacen la demanda actual. Además, que actualmente estas máquinas solo son utilizadas para realizar prótesis de miembro inferior.



Figura 3. Máquina CNC centro de prótesis y órtesis Guayaquil.

Fuente: (Vicepresidencia de la República del Ecuador, 2012)

Otras institución que presta ayuda a este grupo de personas es el Instituto de Seguridad Social de las Fuerzas Armadas (ISSFA) que plantea en sus lineamientos un programa de apoyo para personas con capacidades diferentes, en donde oferta entre algunos servicios el otorgamiento de prótesis, pero la ayuda que el ISSFA ofrece se ve dirigida únicamente para: “Personal Militar

en Servicio Activo, Pasivo, Montepío y su grupo familiar que presentan discapacidad” (Instituto de Seguridad Social de las Fuerzas Armadas, 2016), limitando de esta manera el acceso de las personas en general a estas ayudas.

Existe también instituciones privadas tales como Range of Motion Project que es una fundación, misma que en el Ecuador tiene como misión proveer miembros artificiales a personas que no tienen acceso a estos servicios, dentro de uno de sus principios consta el “Avance mediante el apoyo y la investigación” (Range of Motion Project, 2015). En la Figura 4 se aprecia una prótesis de mano impresa en 3D desarrollada por la fundación siendo probada en un paciente de Guatemala. Sin embargo, esta fundación en el país aún no logra el alcance esperado, surgiendo de ahí una necesidad de colaborar con esta razón social.

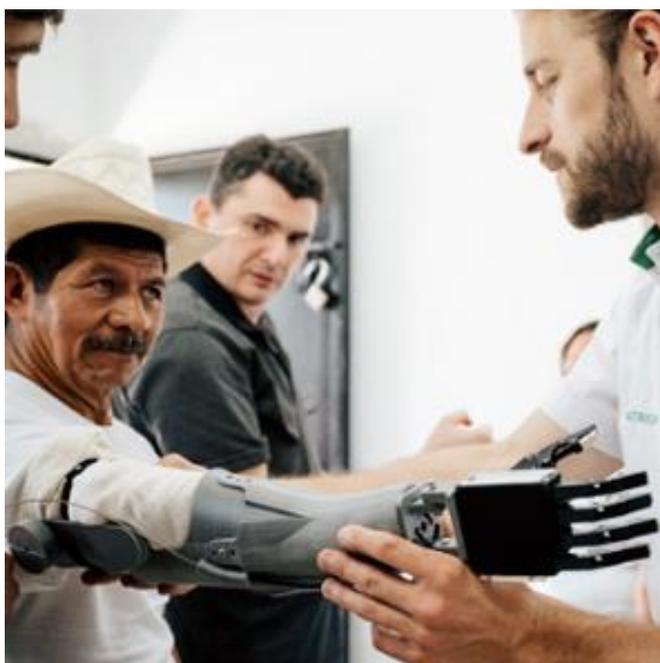


Figura 4. Prótesis de mano ROMP.

Fuente: (Range of Motion Project, 2015)

En la agenda nacional para la igualdad en discapacidades 2013 - 2017 elaborada por el Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades (CONADIS) consta como uno de los problemas en el ámbito de las discapacidades que en

el país existen “insuficientes centros de órtesis y prótesis adscritos al Ministerio de Salud Pública (MSP). Los existentes son de baja calidad, poco avance tecnológico y escasa cobertura.” (CONADIS, 2014, pág. 77). Evidenciándose la necesidad de un desarrollo tecnológico dentro de esta temática en el país.

Con referencia a lo anterior, es evidente que la demanda de prótesis en el país no está satisfecha a pesar de existir varias instituciones en el sector público y privado que ofrecen ayuda a este grupo de personas. La demanda insatisfecha se debe a varios factores, pero es evidente que los principales son: los altos costos de los productos existentes y a la falta de un desarrollo tecnológico local en esta área.

1.3 Justificación e importancia.

Debido a varios factores principalmente el económico en Ecuador las prótesis para miembros superiores más utilizadas siguen siendo del tipo netamente estéticas o mecánicas. De ahí que ha surgido la necesidad de desarrollar el trabajo de investigación cuyo propósito sea crear un prototipo dentro de este campo y al mismo tiempo hacer que las prótesis mioeléctricas tengan un menor valor que las alternativas comerciales. Brindando así, a las personas con discapacidad una mejor calidad de vida, permitiéndoles realizar actividades que con una prótesis mecánica o estética no se podrían efectuar de manera eficiente.

Por tanto, se justifica la construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica ya que se desarrollará una tecnología que actualmente en el Ecuador se encuentra poco o nada desarrollada. Además, de desarrollar un primer prototipo que buscara desarrollar una alternativa asequible para el usuario frente a prótesis mioeléctricas comerciales de costo elevado.

Además, la importancia de esta investigación radica en que se desarrolló una nueva perspectiva de construcción, donde se enfocaron los esfuerzos de ingeniería para satisfacer necesidades específicas de un usuario. Logrando de esta manera realizar una prótesis personalizada que conserva un equilibrio entre funcionalidad, tecnología y costo.

1.3.1. Objetivos

1.3.2. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano para desarticulación de muñeca.

1.3.3. Objetivos específicos

Determinar las especificaciones que deberá tener el prototipo para satisfacer las necesidades del usuario.

Diseñar y construir un mecanismo que permita a la prótesis realizar los movimientos requeridos.

Implementar una interfaz mioeléctrica que permita al usuario controlar la prótesis de una manera segura, cómoda y eficaz.

Diseñar e implementar un sistema de control en lazo abierto que permita realizar los movimientos requeridos.

Realizar pruebas al prototipo para evaluar su funcionalidad y determinar mejoras futuras.

1.4 Área de influencia

Al ser esta una investigación donde se construyó un prototipo de prótesis enfocado a satisfacer necesidades específicas de un usuario. El proyecto busca ser una etapa inicial de investigación dentro de esta temática en la universidad, por lo que tiene el fin de dejar sentadas las bases para que se continúe con el desarrollo de trabajos futuros afines a esta área.

Para lograr esto, el proyecto también buscara establecer vínculos entre la universidad y las diferentes instituciones dedicadas al tema, incentivando así el trabajo colaborativo entre la academia y las empresas para lograr un desarrollo tecnológico dentro del área de las prótesis en Ecuador.

1.5 Alcance

La mano humana es un sistema complejo, ya que “es una ordenación de 29 huesos, de más de 25 articulaciones y de más de 30 músculos, 15 de los cuales son intrínsecos (tanto el origen como la inserción se encuentran dentro de la mano).” (Sospedra, 2015). Debido a la evidente complejidad de replicar a la mano humana tanto en funcionalidad como en controlabilidad, una prótesis tiene que ser diseñada como un asistente del miembro existente mas no como un reemplazo del miembro perdido. Y como se trató en los apartados previos, según Belter (2013) “en la actualidad existen prótesis con buenas prestaciones, pero carecen de una combinación entre funcionalidad, durabilidad, asequibilidad y adecuada apariencia cosmética”. De aquí, que el prototipo desarrollado busca alcanzar este equilibrio.

Consecuentemente, en el presente proyecto se construyó un prototipo que puede realizar las funcionalidades más básicas de una mano humana como son prensión en pinza, agarre cilíndrico y el movimiento de pronación y supinación. Funcionalidades similares a las que poseen las prótesis mioeléctricas disponibles en el mercado ecuatoriano, como la que se puede observar en la Figura 5.



Figura 5. Prótesis mioeléctrica

Cortesía: PROTELITE.

Para esto la prótesis tendrá un mecanismo sub actuado por cada dedo, que conjuntamente con los movimientos de pronación y supinación dan lugar a un prototipo que posee 6 grados de libertad. Los movimientos son ejecutados mediante un sistema que consta de una interfaz mioeléctrica y un control en lazo abierto encargado de posicionar el prototipo según el usuario lo desee. Permitiendo así, al usuario controlar su prótesis de una manera fácil, cómoda e intuitiva.

1.6 Estructura del documento

El trabajo está estructurado en cinco capítulos, el primer capítulo describe las generalidades del proyecto, presentando los antecedentes y describiendo identificación del problema. También, se establece la justificación e importancia y los objetivos del mismo. Para finalizar se realiza una descripción del área de influencia y se establece claramente el alcance que tendrá el proyecto, describiendo su funcionalidad, grados de libertad y sus restricciones.

El segundo capítulo empieza presentando conceptos necesarios para la comprensión del proyecto, seguido de una reseña histórica sobre las prótesis de miembro superior. También, se presenta las prótesis que existen internacionalmente y en el Ecuador, para tener un panorama global sobre las prótesis que hay disponibles dentro del campo de la investigación y el mercado.

El tercer capítulo trata todo lo relacionado con el diseño del prototipo. Se empezó por la identificación de las necesidades del usuario y se estableció las características técnicas. Posteriormente, se presenta la planificación del diseño, utilizando una estructura basada en módulos y subsistemas que ayudaran la mejor comprensión del trabajo realizado. Como parte final del capítulo se procedió a realizar la selección de las mejores alternativas de diseño y se presenta el diseño de detalle para cada uno de los subsistemas.

El cuarto capítulo describe los métodos de construcción y la implementación que se realizó por cada uno de los subsistemas. Seguido de una descrip-

ción de las pruebas realizadas y los resultados que se obtuvieron con el prototipo. Finalmente, el quinto capítulo presenta conclusiones, recomendaciones y los trabajos futuros basados en la experiencia y los resultados obtenidos con el desarrollo del proyecto.

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

El capítulo presenta una introducción a definiciones, terminología sobre la mano humana y amputaciones, temas necesarios para entender los siguientes apartados de esta investigación. Además, contiene una reseña histórica sobre las prótesis de miembro superior y una descripción de los dispositivos del estado del arte. Finalmente, se realiza una breve descripción sobre la electromiografía.

2.1 La mano humana

La mano es el órgano terminal de la extremidad superior, que en el ser humano es una de las partes más importantes del cuerpo, por su riqueza funcional, brinda la posibilidad de ser un segmento efector, sensitivo, permite realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para la supervivencia y relación con el medio ambiente. (Quinayás, 2010)

Pocas partes del cuerpo humano son tan importantes y complejas como la mano. Sólo la perfecta interacción de los nervios, tendones, un total de 27 huesos, 39 músculos y 36 articulaciones permiten a las personas realizar sus tareas diarias (ottobock, 2016).

2.1.1. Estructura ósea y articulaciones

La estructura ósea de la mano está compuesta por 27 huesos, y se los puede dividir en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges. En la Figura 6 se observa claramente los tres grupos, con los nombres de los huesos que los componen.

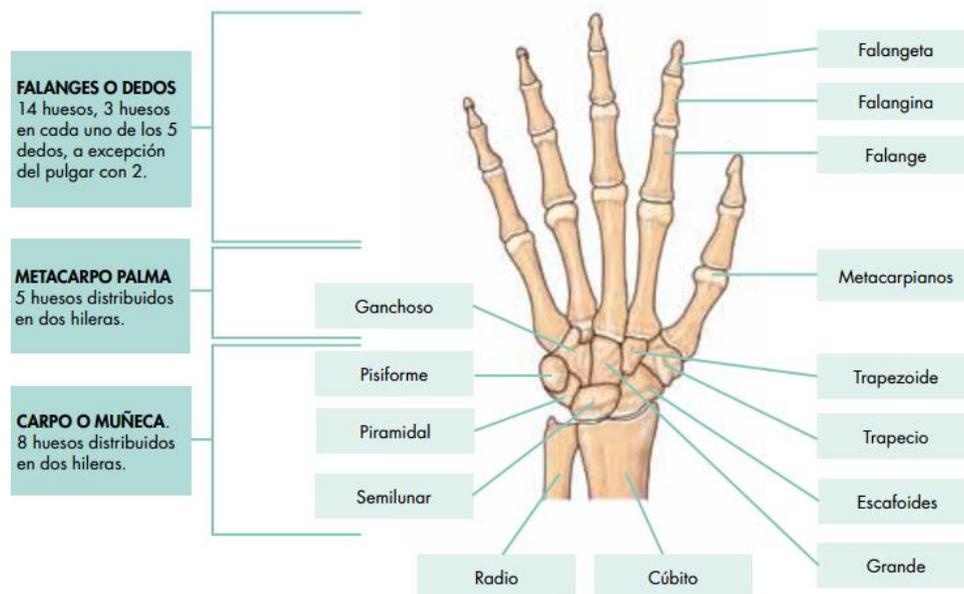


Figura 6. Estructura ósea de la mano

Fuente: Modificada de (Morfología de manos y pie)

A diferencia de la Figura 6, en el presente trabajo las falanges serán denominadas: falange proximal(Falange), falange medial(Falangina) y falange distal(Falangeta).

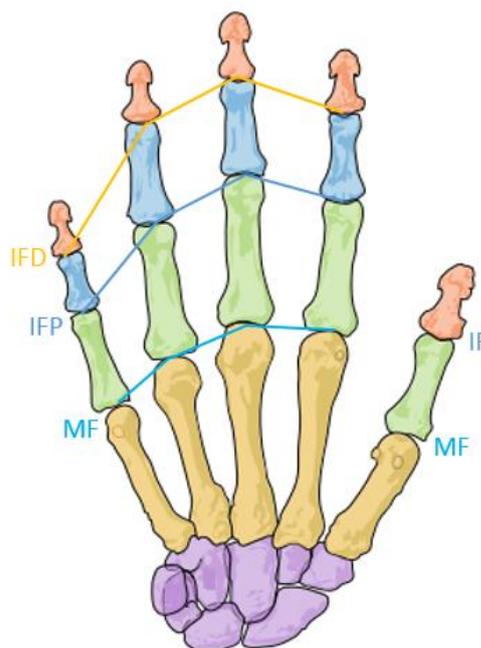


Figura 7. Articulaciones de la mano

En la Figura 7 se observan las articulaciones de cada uno de los dedos, y sus nombres con la nomenclatura que se utilizará a lo largo de este texto. Articulación interfalángica distal (IFD), articulación interfalángica proximal(IFP), articulación metacarpofalángica(MF) y articulación interfalángica(IF) del dedo pulgar.

2.1.2. Movimientos de los dedos

El movimiento de las articulaciones de los dedos de la mano, excepto el pulgar, se realiza fundamentalmente en el plano de flexión-extensión. La abducción y la aducción son limitadas, y se producen tan sólo en las articulaciones MF. (Garcia, 2003) En la Figura 8 se observa, como se toman los ángulos para cada una de las medidas de las amplitudes articulares.

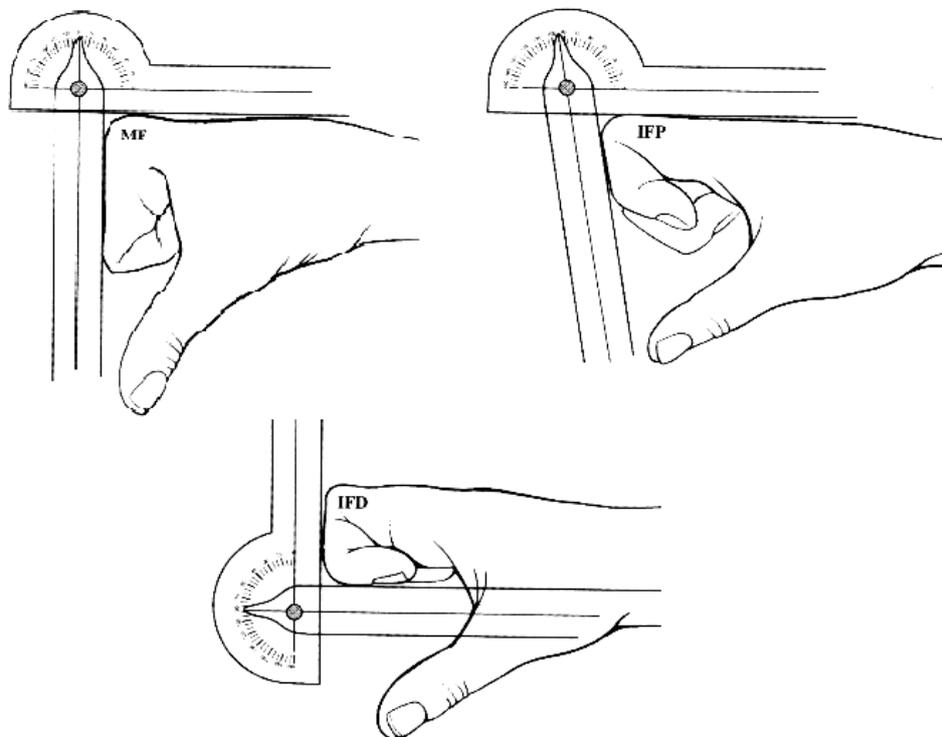


Figura 8. Medición de movimientos articulares de los dedos

Fuente: (Garcia, 2003)

En la Tabla 1, se muestran los valores angulares promedio para cada una de las articulaciones interfalángicas de los dedos, a excepción del pulgar que se explica en el siguiente apartado debido a la naturaleza de su movimiento. El movimiento activo total (MAT) es la suma de la flexión y la extensión que se producen en las articulaciones MF, IFP y IFD. (García, 2003)

Tabla 1.

Amplitud de los movimientos articulares de los dedos

Articulación	Flexión	Extensión
MF	90°	-20°
IFP	100°	0°
IFD	30°	0°
Suma	220°	-20°
MAT	220° - 20°	200°

Fuente: (García, 2003)

2.1.3. Movimientos del pulgar

El pulgar realiza complejos movimientos y es el dedo más importante de las extremidades superiores del ser humano. Esta importancia se ve resaltada por el hecho de que una amputación del pulgar se valora como un deterioro del 40% de la mano y como una discapacidad del 22% para el conjunto de la persona. Los principales movimientos del pulgar son abducción, aducción, flexión, extensión y oposición. Movimientos que se representan en la Figura 9.

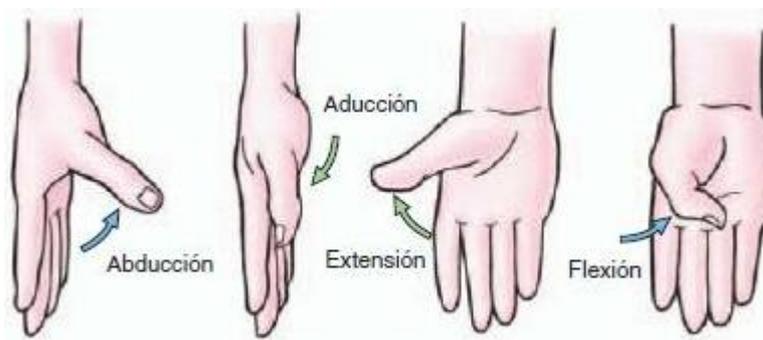


Figura 9. Movimientos del pulgar.

Fuente: (Fisioterapia, 2013)

La abducción del pulgar refleja en gran parte el movimiento de la articulación carpo metacarpiana. Puede medirse por el ángulo que forman los metacarpianos del pulgar y el índice (Garcia, 2003). En la Figura 10 se puede observar el valor promedio de este ángulo.

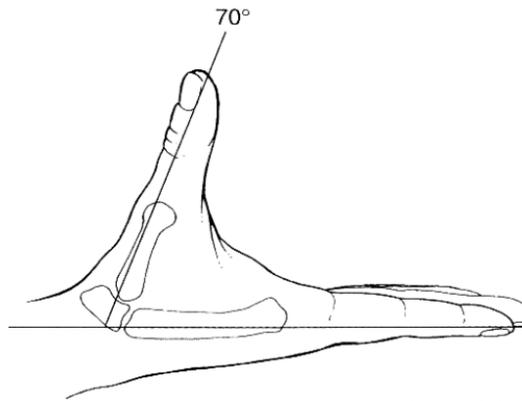


Figura 10. Ángulo metacarpianos- índice.

Fuente: (Garcia, 2003)

La oposición es uno de los movimientos más importantes que el dedo pulgar es capaz de realizar, ya que según (Garcia, 2003) este movimiento se valora como un 50 a 60% de la función del pulgar. La oposición puede medirse como el máximo trayecto posible desde el pliegue flexor de la articulación IF del pulgar hasta el pliegue palmar en el tercer metacarpiano como se observa en la Figura 11, con un recorrido promedio de 8 cm.

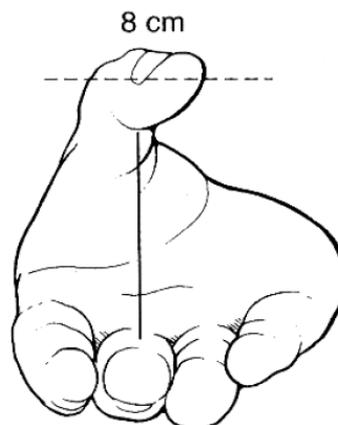


Figura 11. Oposición del pulgar.

Fuente: (Garcia, 2003)

En la Figura 12 se observa los ángulos de movilidad que posee el dedo pulgar en la articulación IF y en la MC. Según (Garcia, 2003), la extensión no suele observarse en la articulación MF del pulgar y para la articulación IF es en promedio de apenas 5°.

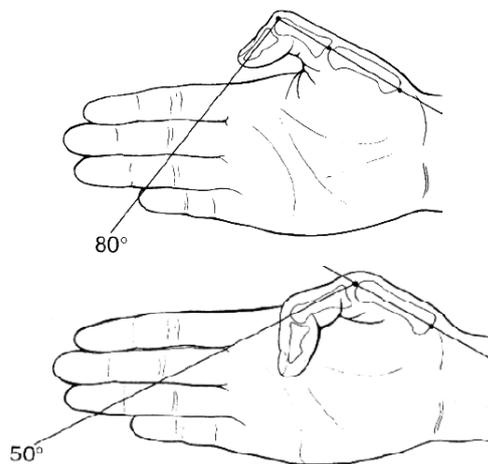


Figura 12. Ángulos de flexión del pulgar.

Fuente: (Garcia, 2003)

2.1.4. Movimientos de la muñeca

En la Figura 13 se pueden observar los 3 movimientos que posee la muñeca, y en la Figura 14 los ángulos promedio de movilidad de estos.

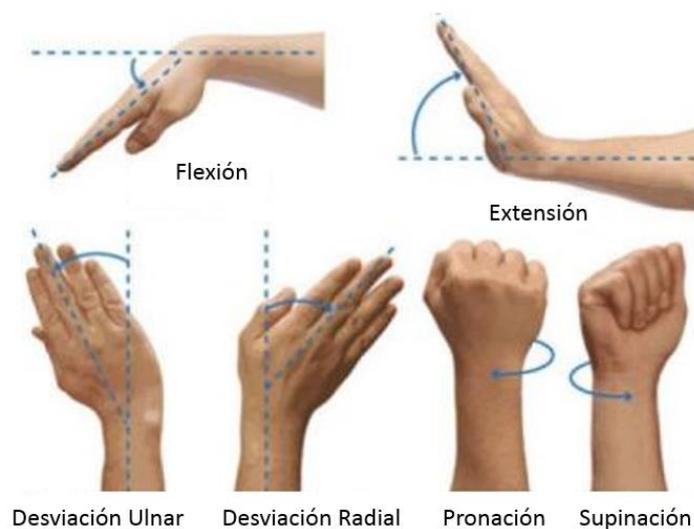


Figura 13. Movimientos de la muñeca.

Fuente: (Saludoc, 2015)

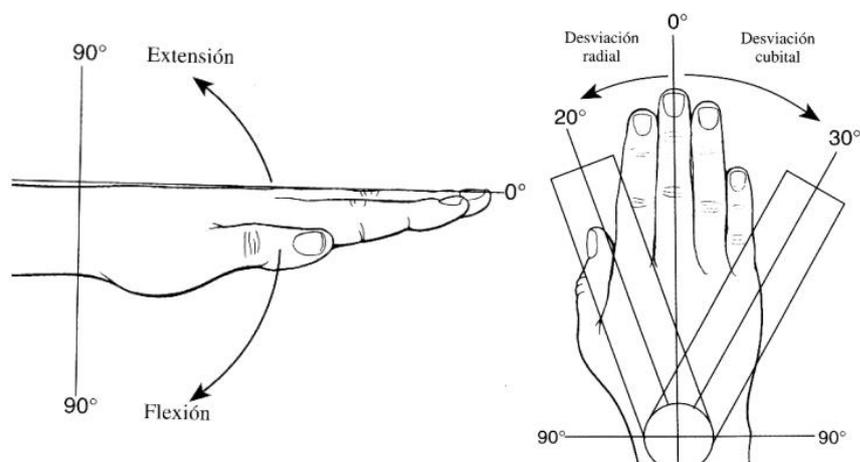


Figura 14. Ángulos de movilidad de la muñeca.

Fuente: (García, 2003)

Para el desarrollo del prototipo es importante conocer la velocidad promedio con la que se realiza el movimiento de pronación y supinación. Según el estudio de (Rodríguez, 2010) realizado a 23 pacientes donde se estableció realizar movimientos básicos de la mano a tres velocidades distintas: rápido, normal y lento, según criterio de cada paciente se obtuvieron los datos que se representan a continuación en la Tabla 2. Con estas velocidades en la etapa de diseño se establecerá la velocidad de pronosupinación que tendrá el prototipo.

Tabla 2.

Velocidades de pronosupinación.

MOVIMIENTO	TIPO DE VELOCIDAD	VELOCIDAD PROMEDIO (RPM)
SUPINACIÓN	Rápido	18,90
	Normal	10,17
	Lento	6,912
PRONACIÓN	Rápido	18,193
	Normal	10,93
	Lento	7,241

Fuente: (Rodríguez, 2010)

2.1.5. Formas básicas de prensión

Las formas básicas de prensión o agarre de la mano son muy importantes y siempre tienen que considerarse para el diseño de prótesis de mano, de tal forma que los dispositivos sean capaces de realizar estos movimientos. Dentro de los principales tipos de prensión están: Agarre cilíndrico, gancho de fuerza y la pinza de precisión. En la Figura 15 se pueden observar cada uno de estos.



Figura 15. Formas básicas de prensión.

Fuente: (Castellanos, 2011)

2.2 Amputación y desarticulación.

Es importante tener claro el significado de cada uno de estos términos, una amputación es la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro (Fernández, 2010). Por otra parte, una desarticulación es cuando el nivel de amputación pasa a través de una interlinea articular (Fernández, 2010).

2.2.1. Nivel de amputación

Se considera dividiendo en tercios los segmentos brazo, antebrazo, muslo, pierna o las articulaciones cercanas, como rodilla muñeca, tobillo, etc. Cuanto más elevado es el nivel de amputación, más articulaciones se pierden y hay

menos potencia, debido a la pérdida muscular y al menor brazo de palanca para controlar una prótesis. En la Figura 16 se observa claramente los niveles de amputación con su respectiva denominación.

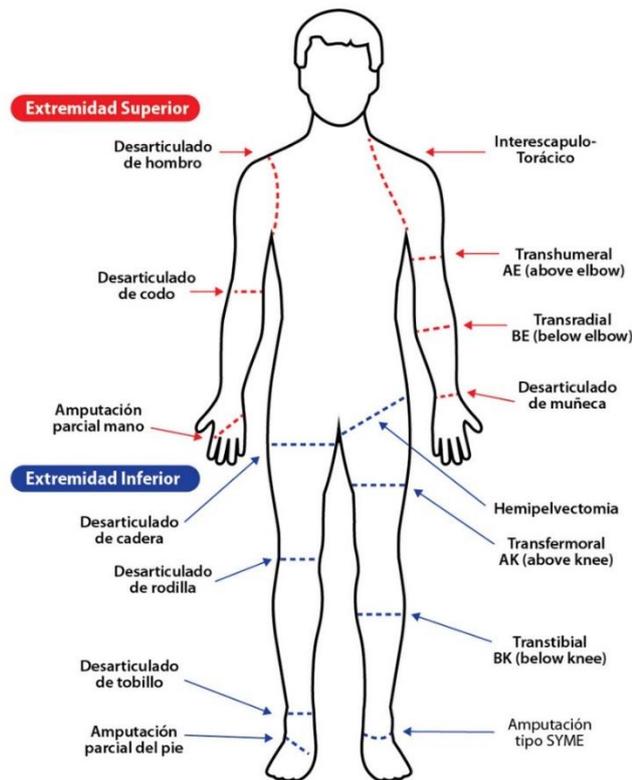


Figura 16. Niveles de amputación.

Fuente: (Biónico, 2014)

2.2.2. Sensación de miembro fantasma

La sensación no dolorosa que experimentan las personas que han sufrido la amputación o pérdida de una extremidad, y que consiste en seguir percibiéndolo con un elevado grado de realidad tanto en sus componentes sensoriales como motores, es lo que denominamos “sensación de miembro fantasma”. Esta sensación es muy frecuente en los pacientes amputados y está presente en el primer mes tras la amputación hasta en un 90-100% de los pacientes (Cuartero, 2012).

2.3 Prótesis de mano

La mano, un complejo sistema ha sido digno de estudio en diferentes áreas, entre ellas la ingeniería que conjuntamente con el campo de la protética han permitido desarrollar prótesis destinadas a mejorar la calidad de vida de las personas que han perdido algún miembro superior. Una prótesis de mano es un dispositivo utilizado con el fin de ayudar a recuperar algunas de las funciones más básicas del miembro perdido, principalmente la prensión de objetos.

2.3.1. Reseña histórica de prótesis de miembro superior

“El avance en el diseño las de prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.” (González, 2004). Según Gonzales, la primera prótesis de miembro superior que ha sido registrada data del año 2000 a.C, hallazgo realizado en una momia egipcia.

Años más tarde, “el erudito romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.) escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) a quien le amputaron el brazo derecho. Se le colocó una mano de hierro para que sostuviera el escudo y pudo volver al campo de batalla.” (Norton K. , 2007). Esta es la primera prótesis de hierro registrada, posteriormente para el año 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppín que se observa en la Figura 17 “construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca móvil.” (González, 2004).



Figura 17. Mano de alt-Ruppín construida con hierro en el año 1400

Fuente: (Gonzáles, 2004)

Para el año 1555, el diseño del mecanismo de las prótesis de miembro superior tuvo un desarrollo considerable, gracias al médico militar francés Ambroise Paré, quien desarrolló la primera prótesis a nivel de codo llamada “Le Petit Lorrain” que se observa en la Figura 18. “El mecanismo era relativamente sencillo tomando en cuenta la época, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca, por medio de la cual, el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo.” (Gonzáles, 2004).



Figura 18. Le Petit Lorrain (Primera prótesis móvil).

Fuente: (Goldberg, 2014)

Para el siglo XIX se empiezan a emplear diferentes materiales para la fabricación de prótesis, como el cuero, polímeros naturales y madera, en la Figura 19 se puede observar una muestra de prótesis fabricadas durante este periodo. En aquellas épocas los resortes aportaron al desarrollo de nuevos mecanismos de transmisión de fuerza, permitiendo que “en 1818 Peter Beil, dentista de Berlín, lance la primera prótesis de antebrazo con dedos que podían abrirse y cerrarse mediante movimiento de tronco y del hombro contralateral. Con esta prótesis se edificó las actuales prótesis autopropulsadas.” (Meléndez, 2008). Años más tarde para el año de “1844 el escultor holandés Van Petersen aplicó el sistema de Peter Beil a una prótesis de miembro superior para conseguir la flexo-extensión a nivel de codo.” (Meléndez, 2008).



Figura 19. Prótesis de los siglos IX y XX.

Fuente: (Oatman, 2012).

Durante el siglo XX, el médico francés Gripoulleau, fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como unidad terminal, esto con el fin a ayudar a las personas que han sufrido una amputación a retornar a su vida laboral.

Igualmente, en Alemania se buscaba el mismo objetivo, “los gigantes industriales de la época como Siemens diseñaron una variedad de "brazos" para los trabajadores, que sacrificaron atractivo estético centrándose en la funcionalidad, fueron diseñados para dar cabida a una amplia gama de herramientas de trabajo.” (Oatman, 2012). En la Figura 20 se puede observar un veterano americano utilizando una prótesis adaptada con una herramienta de soldadura.



Figura 20. Veterano americano soldando.

Fuente: (Oatman, 2012)

“En 1912, Dorrance, en los Estados Unidos, desarrolló una unidad terminal llamada Hook que puede abrirse y cerrarse activamente mediante movimientos de la cintura escapular combinado con un tirante de goma.” (González, 2004) En la Figura 21 se observa la prótesis desarrollada por Dorrance.

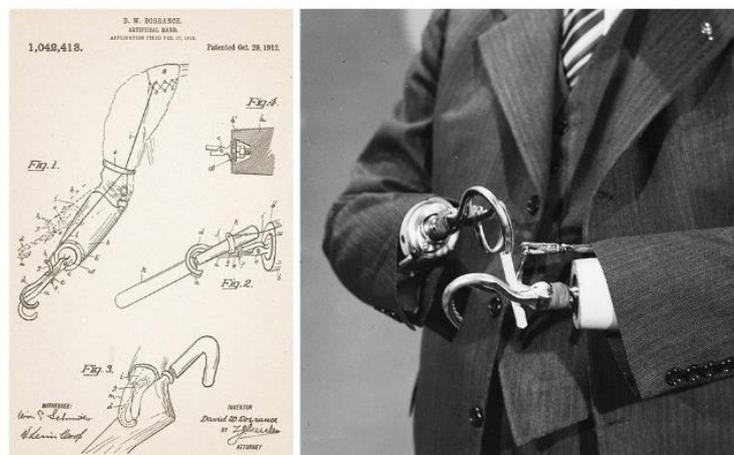


Figura 21. Patente de D.W Dorrance para prótesis de gancho.

Fuente: (Oatman, 2012)

“Fue hasta 1946 cuando se crearon sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo.” (Sospedra, 2015) Pero, no es sino hasta la década del 60 que aparecen las primeras prótesis con mando mioeléctrico, este tipo de prótesis tienen su origen en Rusia. “A finales del siglo XX las funciones de las prótesis con mando mioeléctrico, estaban limitadas al cierre y apertura de una pinza.” (LOAIZA, 2011).

Posterior a la aparición de las primeras prótesis mioeléctricas el campo de la protésica ha tenido un gran desarrollo, esto de la mano del gran avance tecnológico en las diferentes áreas como materiales, electrónica, robótica, biomédica, etc. “Actualmente, los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón.” (LOAIZA, 2011). Como resultado de todo este gran desarrollo actualmente podemos presenciar los dispositivos que se describirán a continuación, en el estado del arte.

2.3.2. Estado del arte de la prótesis de mano

2.3.2.1 Prótesis comerciales

En la actualidad los grandes avances tecnológicos han permitido fabricar prótesis altamente funcionales y estéticas. Resultado de este desarrollo en el mercado internacional existen varias marcas comerciales de prótesis de mano desarrolladas por diferentes fabricantes. Entre las prótesis mioeléctricas de última generación, más relevantes se tiene: Bebionic 3®, i-limb ultra revolution® y Miguel Ángel®.



Figura 22. Prótesis Bebionic 3

Fuente: (Steeper, 2016)

En la Figura 22 se observa la prótesis de mano bebionic 3®, desarrollada por la empresa estadounidense *Steeper*. “Bebionic 3 utiliza una tecnología de punta y sus rasgos ergonómicos la hacen ser diferente a otras manos disponibles en el mercado. La combinación de estas innovaciones aporta a la mano, la funcionalidad y la actuación de una mano versátil, sin competencia.” (Steeper, 2016).

La prótesis posee un actuador individual por cada dedo, y la posición del pulgar es seleccionable para ubicarlo en oposición o aducción. Posee 14 formas de sujeción seleccionables por el usuario, lo que le permite un agarre adaptable útil para sujetar objetos de diferentes formas y tamaños. También integra un control proporcional de velocidad permitiéndole realizar tareas delicadas como por ejemplo sujetar un huevo. Además, posee una sujeción automática que hace que la prótesis detecte automáticamente si el objeto que sujeta se está resbalando, ajustando la fuerza de sujeción para asegurarlo.



Figura 23 Prótesis i-limb quantum

Fuente: (Touch Bionics Inc., 2016)

La Figura 23 muestra las prótesis *i- limb quantum*® y los diferentes tamaños en los que está disponible. “La prótesis *i- limb quantum* es el nuevo estándar para las prótesis mioeléctricas de mano. Gracias a la incorporación de su tecnología patentada *i-mo*, la *i- limb quantum* es la única prótesis de miembro superior que puede cambiar los agarres con un simple gesto. El control por gestos permite un agarre automatizado al mover la *i- limb quantum* en una de las cuatro direcciones.” (touch bionics, 2016).

Fabricada por la empresa *touch bionics* esta prótesis también cuenta con movimientos independientes para cada uno de los dedos con la diferencia que el movimiento de abducción y aducción del pulgar es realizado por actuadores eléctricos. Cuenta con 36 patrones de agarre pre programados y posee 4 métodos de control: por gestos, app móvil, muscular y de proximidad. Además, posee la opción para incrementar su velocidad y fuerza en un 30% cuando sea necesario.

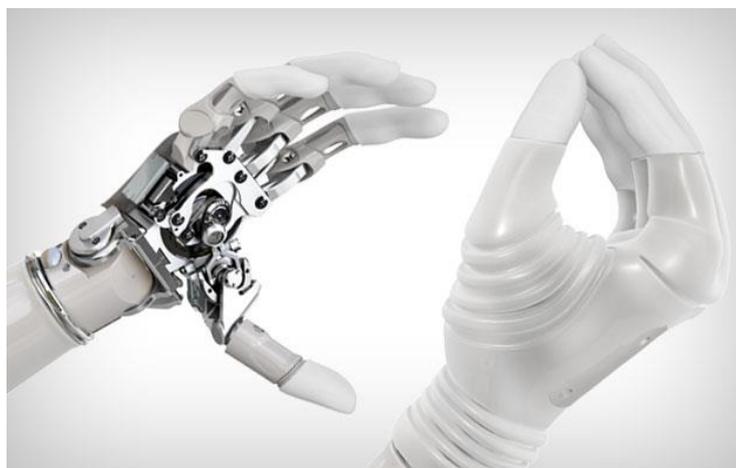


Figura 24 Mano Michelangelo

Fuente: (ottobock, 2016)

En la Figura 24 se observa la mano *Michelangelo*® fabricada por la empresa ottobock, marca muy reconocida en el campo de las prótesis. “La mano Michelangelo es la prótesis más tecnológica y avanzada disponible. Y como el corazón del sistema de prótesis Axon-Bus, ofrece ventajas inigualables y nueva libertad de movimientos para el usuario.” (ottobock, 2016). La mano puede lograr 7 diferentes posiciones. Los elementos activos de esta mano son

el dedo pulgar, índice y medio, mientras que el dedo meñique y anular actúan como elementos pasivos que siguen el movimiento de los otros dedos. La muñeca de esta prótesis tiene dos modos de funcionamiento un modo flexible y un modo rígido, permitiendo así al usuario una mayor funcionalidad en la manipulación de objetos.

En la Figura 25 se representan de manera esquematizada el mecanismo de los dedos de cada una de las prótesis presentadas anteriormente (a) *i-limb*®, (b) *bebionic 3*® y (c) *Michelangelo*®. También se puede observar los movimientos angulares que tiene cada una de las falanges para cada caso, siendo el más simple el de la mano Michelangelo que solo posee un movimiento en la articulación metacarpofalángica, generando solo un desplazamiento angular del dedo con respecto a la palma. Por otro lado, el mecanismo de las prótesis *bebionic*® y *i-limb*® posee dos articulaciones móviles de tal forma que el dedo realiza dos desplazamientos angulares tal como se observa en la Figura 25.a y Figura 25.b, estos desplazamientos no son independientes y son realizados por un solo actuador ya que el dedo está conformado por un mecanismo sub actuado.

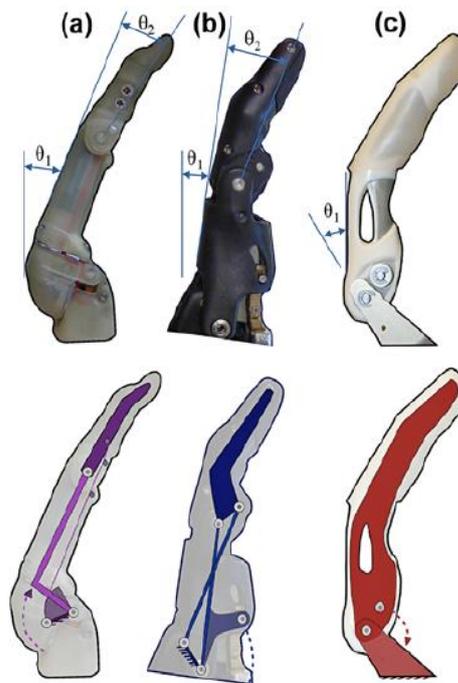


Figura 25. Mecanismo de dedos de prótesis comerciales.

Adaptado de: (Belter, 2013)

Para realizar el control mioeléctrico las tres prótesis presentadas utilizan como sensores electrodos superficiales, en la Figura 26 se puede observar un ejemplo de los sensores utilizados en cada una de las prótesis. Cabe mencionar que estas prótesis son compatibles con diferentes tipos de sensores para realizar diferentes tipos de control, como pueden ser sensores piezoeléctricos u ópticos, esto es debido a que no todos los usuarios son aptos para utilizar prótesis con control mioeléctrico.

Cada fabricante posee un electrodo diseñado para funcionar en las diferentes regiones a 50 Hz o 60 Hz y dependiendo del fabricante también existen varios modelos, como se observa en la Figura 26. Estos electrodos normalmente tienen un ancho de banda de 90 a 450 Hz.

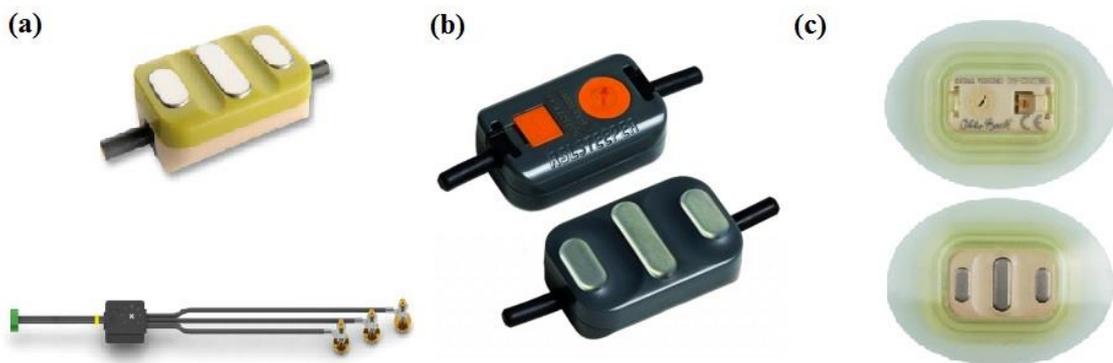


Figura 26. Electrodo, (a) i-limb (b) Bebionic (c) Michelangelo.

A continuación, en la Tabla 3 se muestra una recopilación de las principales características de las prótesis presentadas anteriormente.

Tabla 3.

Características de prótesis comerciales de alta gama.

Prótesis	Bebionic 3		i-limb quantum			Michelan- gelo
Fabricante	Steeper		Touch Bionics			Ottobock
Tamaño	Me- diana	Grande	Extra pe- queña	Pe- queña	Me- diana	Mediana
Peso [g]	591	598	454	504	516	~ 420
Voltaje	7.4 V.		7.4 V.			11.1 V.
Ancho de apertura	105 mm.		-	-	-	120 mm.
Velocidad	1 seg. de aper- tura a cierre.		0.8 seg. de apertura a cierre			325 mm/s
Fuerza de pinza	140.1 N.		-	-	-	70 N.
Agarre adaptativo	SI		SI			NO
Grados de libertad	6		6			2

2.3.2.2 Prótesis de código abierto

En los últimos años se han venido consolidando las diferentes plataformas de código abierto a nivel mundial. Esta iniciativa que empezó con el desarrollo únicamente de software se ha extendido también al hardware, un claro ejemplo de esto es el éxito que ha tenido la plataforma de código abierto Arduino®. En el campo de las prótesis de mano también se han creado varios proyectos de código abierto orientados al mejoramiento de la calidad de vida de las personas, proyectos donde se han desarrollado varios prototipos de prótesis funcionales y con el objetivo común de hacerlas asequibles para las personas que las necesitan.

Una de las principales comunidades donde se pueden encontrar prótesis de código abierto es *e-Nable*, “La comunidad e-NABLE es un grupo increíble de personas de todo el mundo que están utilizando sus impresoras 3D para crear manos y brazos impresos en 3D gratuitos para aquellos que necesitan de un dispositivo de asistencia del miembro superior” (enablingthefuture.org, 2016). En la figura se puede observar una de las prótesis que ha sido realizada

por esta comunidad, la flexi hand 2 es una prótesis mecánica que es accionada por el movimiento de la muñeca del usuario gracias a su diseño que cuenta con un sistema de cuerdas que actúan como tendones flexionando cada uno de los dedos, ver Figura 27.



Figura 27. Flexy Hand

Fuente: (enablingthefuture.org, 2016)

Existen también varias prótesis eléctricas de código abierto cada una con diferentes e innovadoras características, una de las más conocidas dentro de este grupo es la prótesis Hackberry® ver Figura 28. El objetivo de este proyecto es “desarrollar un brazo artificial que se convierta en la plataforma sobre la cual los desarrolladores y usuarios de brazos artificiales de todo el mundo puedan construir como lo deseen.” (exii, 2016)



Figura 28. Prótesis HACKberry.

Fuente: (Hackberry, 2016)

Esta prótesis posee varias características bastante funcionales entre las cuales destacan, el mecanismo del dedo índice y el mecanismo de la muñeca. El diseño del mecanismo del dedo índice permite una gran adaptabilidad en el agarre de objetos, ya que puede lograr tres diferentes movimientos Figura

29 (a) cuando la falange proximal entra en contacto con algún objeto o completa su recorrido sin topar el dedo pulgar, Figura 29(b) cuando el dedo índice hace pinza con el dedo pulgar para sujetar objetos delgados y Figura 29 (c) la posición de extensión con la mano abierta. El mecanismo de la muñeca en cambio permite que esta sea rotada manualmente sobre dos ejes diferentes presionando los botones correspondientes ubicados lateralmente a la altura de la muñeca. Por tanto, esta prótesis posee 3 G.D.L activos: flexión y extensión (F-E) del pulgar, F-E índice y F-E del resto de dedos. También tiene 3 G.D.L pasivos: oposición pulgar, pronosupinación de la muñeca y F-E de la muñeca.

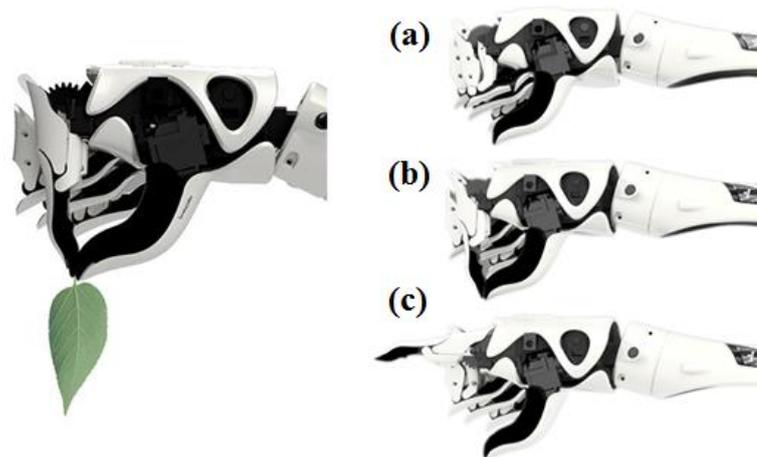


Figura 29. Posiciones del dedo índice

Fuente: (Hackberry, 2016)

Finalmente es importante reconocer el gran aporte de los proyectos de código abierto para el avance de las investigaciones dentro de este tema, ya que se puede trabajar sobre estas plataformas, realizando pruebas, mejoras o rediseños con total libertad ahorrando de tiempo y dinero. Además, de poner este tipo de tecnologías al alcance de quienes lo necesiten.

2.3.2.3 Prótesis en la investigación

En el campo de la investigación las prótesis de mano siempre han estado en constante desarrollo, uno de los proyectos más avanzados tecnológicamente a nivel mundial es el proyecto *Revolutionizing Prosthetics* desarrollado por el laboratorio de física aplicada de la universidad Johns Hopkins, ver Figura 30. “*Revolutionizing Prosthetics* es un programa de varios años fundado por la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzados de Defensa por sus siglas en inglés (DARPA), para crear un miembro artificial controlado neuralmente que permita restablecer casi naturalmente la capacidad motora y sensorial para pacientes con amputación de extremidad superior.” (Johns Hopkins APL, 2016).



Figura 30. Mano modular

Fuente: (Johns Hopkins APL, 2016)

Uno de los elementos clave del proyecto *Revolutionizing Prosthetics* es un miembro modular que va desde el hombro hasta la mano, en la Figura 30 se observa la mano de esta prótesis. “El miembro modular, con sus muchas fun-

ciones avanzadas, puede soportar usos variados como una prótesis, dispositivos de asistencia humana o el dispositivo robótico general.” (Johns Hopkins APL, 2016). Con respecto a la interfaz entre el usuario y la prótesis, en una de las investigaciones se ha realizado una integración con el brazalete comercial *myo* ver Figura 31. Este brazalete que posee un arreglo de 8 electrodos musculares permite implementar un control mioeléctrico eficiente para el usuario.



Figura 31. Control de prótesis con brazalete Myo

Fuente: (Johns Hopkins APL, 2016)

2.3.3. Prótesis en el Ecuador

2.3.3.1 Comerciales

En el país comercialmente se encuentran disponibles prótesis del tipo estéticas, mecánicas y mioeléctricas. En la Figura 32 se observa las prótesis del tipo mecánico disponibles, mismas que constan de la mano que son dispositivos modulares ver Figura 33, el socket, un arnés de sujeción y el mecanismo de accionamiento. Este tipo de prótesis en el país se las puede adquirir por un costo que ronda los 5.000 dólares.



Figura 32. Prótesis mecánica marca HOSMER
Cortesía: PROTELITE.



Figura 33. Prótesis mecánica marca Otto Bock.
Cortesía: MSP

Las prótesis mioeléctricas disponibles en el mercado nacional son como la que se observa en la Figura 34, donde se puede apreciar su estructura externa recubierta con un guante cosmético y el mecanismo interno de la mano. El costo de este tipo de prótesis en el mercado oscila entre 20000 y 120000 dólares, dependiendo de los materiales y del nivel de la amputación.



Figura 34 Prótesis mioeléctrica.

Cortesía: PROTELITE.

2.3.3.2 Investigaciones

El país también cuenta con varios proyectos de investigación dentro del área de las prótesis, este tipo de proyectos ha surgido principalmente de universidades. Entre los proyectos más relevantes que se pueden citar están “Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (Segunda fase)” realizada en la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca y “Diseño y Construcción de una prótesis Biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.” Realizada en la Universidad de las fuerzas armadas ESPE Latacunga.

2.4 Electromiografía

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular (Dalcame, 2005). La electromiografía consiste básicamente en tres etapas que son la adquisición, acondicionamiento y análisis.

2.4.1. Adquisición

Para realizar la adquisición de señales mioeléctricas existen dos métodos: invasivos y no invasivos. Un ejemplo de un método invasivo es la utilización de electrodos de aguja, que son insertados directamente en los músculos de la persona.

Por otra parte, están los métodos no invasivos en donde generalmente se utilizan electrodos superficiales. Para la obtención de una señal mioeléctrica son necesarios por lo menos 3 electrodos como se observa en la Figura 35. Un electrodo actúa como la referencia y tiene que ser ubicado en una zona donde el tejido muscular sea mínimo, mientras que los otros dos se localizan sobre el musculo de tal forma que la diferencia de potencial entre estos dos puntos es la señal EMG deseada.

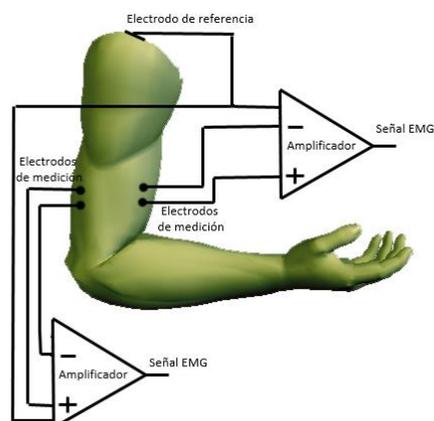


Figura 35. Adquisición de señal EMG.

Fuente: (University, 2010)

2.4.2. Acondicionamiento

En la electromiografía se registran diferencias de potencial bioeléctrico, siendo señales muy pequeñas, del orden de 50 μV hasta 5mV, que requieren de amplificación. Generalmente la ganancia de amplificación es mayor a 1000 (udlap, 2016). Al medir este tipo de potenciales es inevitable la inclusión de señales no deseadas al sistema, que pueden ser provocadas por varias razones tales como: activación de músculos alternos, movimiento de los conductores, y diferentes ruidos del ambiente como el ruido de 60Hz de la red eléctrica.

Por tanto, con el objetivo de eliminar estas señales no deseadas es necesario realizar una etapa de acondicionamiento. El acondicionamiento de una señal mioeléctrica comúnmente tiene 4 etapas: pre-amplificación, filtrado, amplificación y rectificación de la señal.

2.4.3. Análisis

Finalmente, después de que la señal ha sido acondicionada por lo general esta pasa por un conversor analógico-digital. Para posteriormente ser procesada con el método más adecuado, que dependerá de lo que se desee hacer con la señal obtenida. Algunas aplicaciones pueden ser, un análisis del estado de los músculos o la identificación de patrones para realizar un control mioeléctrico para una prótesis.

En la Figura 36 se representa el diagrama de bloques de la electromiografía. Donde se observa gráficamente el proceso descrito.

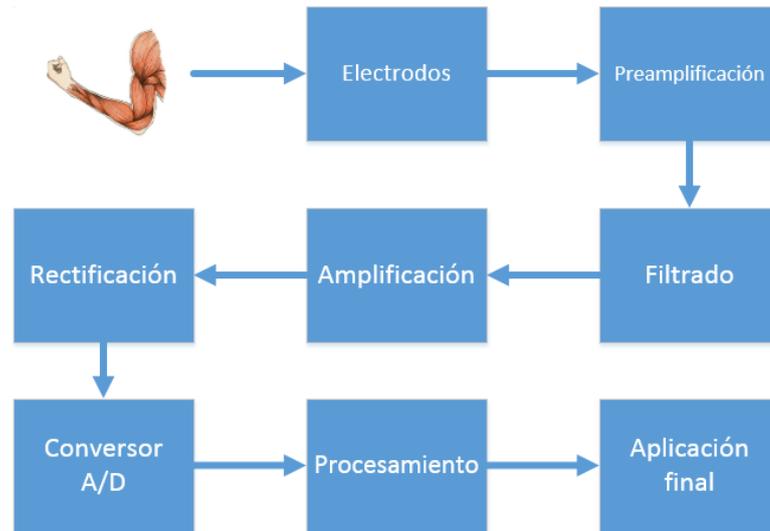


Figura 36. Diagrama de bloques EMG.

2.5 Resumen

Se empieza por realizar una descripción de la anatomía de la mano, así como su movimientos y funcionalidades. Seguido de una descripción de conceptos que son necesarios para la comprensión del desarrollo y diseño del prototipo. Posterior a esto se presenta una reseña historia, empezando desde las primeras prótesis documentadas y finalizando con las prótesis del estado del arte a nivel mundial y en el ecuador, indicando sus principales características y funcionalidades. Finalmente, debido a la importancia que tiene el tema de las señales mioeléctricas para el proyecto se realiza una descripción sobre el proceso de la electromiografía, presentando las etapas y la base de su funcionamiento.

CAPÍTULO 3

Metodología y Diseño Mecatrónico

En el capítulo se detalla el procedimiento utilizado para el diseño del prototipo. Se utilizó el despliegue de la función de calidad (QFD) como metodología para asegurar que el prototipo se adapte a las necesidades y requerimientos del usuario. Para ello, se empieza por identificar las necesidades del usuario y las especificaciones técnicas del prototipo. Con los resultados del análisis QFD, se procedió con la identificación de los sistemas y subsistemas del prototipo. Para cada uno de los subsistemas se generan alternativas de diseño que son ponderadas para seleccionar las mejores, y finalmente proceder con el diseño de detalle del subsistema.

3.1 Planificación QFD

El despliegue de la función de calidad (Akao, 1990), permite identificar cuáles son las características prioritarias que deberá tener el prototipo, asegurando que satisfaga las necesidades y requerimientos del usuario.

3.1.1. Identificación de las necesidades del usuario

Las necesidades del usuario son primordiales en el desarrollo del prototipo de prótesis, ya que partiendo de ellas se determinarán las especificaciones que tendrá el prototipo.

Para identificar las necesidades se empleó el método de la entrevista directa con el usuario, en donde se logró identificar variables que después serán analizadas técnicamente. La Tabla 4 muestra las necesidades que fueron identificadas.

Tabla 4.
Necesidades del usuario.

N° Necesidades	
1	Movimiento de pronación y supinación.
2	Agarre cilíndrico.
3	Prensión en pinza.
4	Fuerza de sujeción adecuada.
5	Terapia funcional.
6	Estética.
7	Liviana.
9	Resistente.
10	Trabajo en oficina.
11	Fácil de usar
12	Dimensiones adecuadas.
13	Asequible.

3.1.2. Identificación de las características técnicas del prototipo.

A continuación en la Tabla 5 se muestra un listado con las especificaciones técnicas que se proponen para satisfacer las necesidades que tiene el usuario.

Tabla 5.
Características técnicas.

N°	Necesidades	Características técnicas.	Unidades
1	1	Torque en la muñeca.	Mínimo 15 kg-cm.
2	2,3	Mecanismo para dedos	Mínimo 1 G.D.L.
3	4	Fuerza de actuadores	Mínimo 40 Newton.
4	5	Control EMG.	Mínimo 2 señales.
5	6	Estética	Subjetivo.
6	7	Peso	Máximo 1 kg.
7	9	Material	F.S mínimo 1.2.
8	10	Duración de la batería.	Mínimo 2 horas
9	11,12	Ergonomía	-
10	13	Coste de fabricación	Máximo USD 3000

3.1.3. Matriz QFD

En la Figura 37, se presenta el despliegue de la función de la calidad que se realizó para el prototipo.

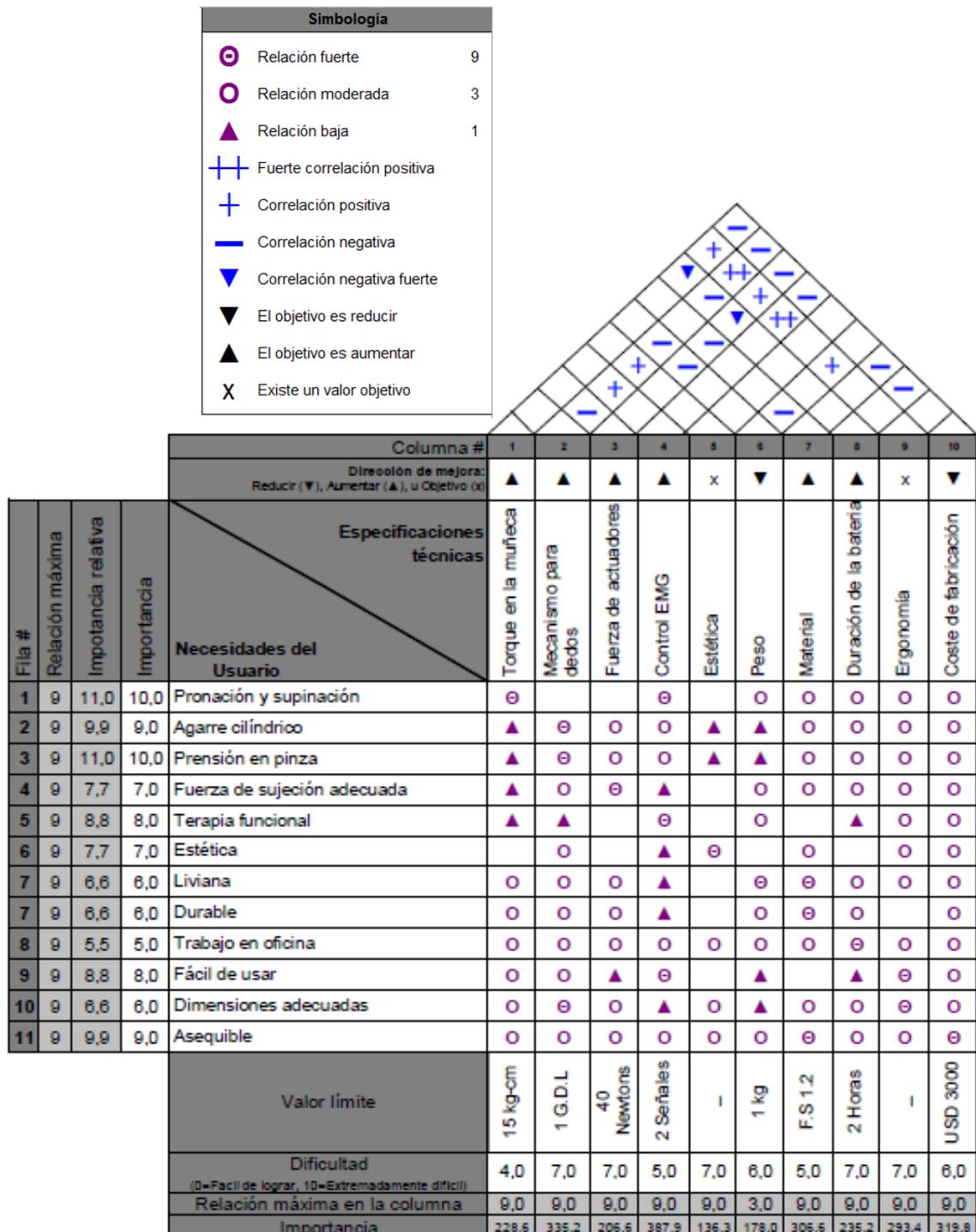


Figura 37. Matriz QFD

3.1.4. Resultados del análisis QDF

Con el despliegue de la función de la calidad realizado se procede a ordenar las especificaciones técnicas según su importancia. Y así, lograr que el diseño del prototipo se enfoque a las necesidades del cliente. En la Tabla 6 se presentan los resultados obtenidos.

Tabla 6.

Importancia de características técnicas.

N°	Importancia	Características técnicas.
1	14,8	Control EMG.
2	12,8	Mecanismo para dedos
3	12,2	Coste de fabricación.
4	11,7	Material.
5	11,2	Ergonomía.
6	9,0	Duración de la batería.
7	8,7	Torque de la muñeca.
8	7,9	Fuerza de actuadores.
9	6,8	Peso.
10	5,2	Estética.

3.2 Planeación de diseño

Una vez identificadas las especificaciones y su importancia en base a las necesidades del cliente. Se clasifican las especificaciones técnicas en una

Figura 38. Despliegue de la función de calidad.

estructura modular según su funcionalidad, en donde cada módulo posee sus respectivos subsistemas. El diseño se enfocó en cada uno de los subsistemas, cuidando de cumplir cada una de las especificaciones en el diseño.

Esta estructura permite realizar un diseño eficiente y comprensible. Además, que se asegura el cumplimiento de las necesidades del usuario. En la Tabla 7 se observa la estructura descrita.

Tabla 7.

Módulos y subsistemas del prototipo.

Modulo	Subsistema	Función	Hito
1. Estructura	Mecanismo de los dedos	Permite que cada dedo posea un movimiento similar al de los dedos de una mano humana.	2,3
	Actuador	Provee la movilidad y la fuerza necesaria al mecanismo.	4,5
	Palma	Es el bastidor sobre el que se encuentran todos los elementos que conforman la prótesis. También, aporta a la estética de la misma.	8,9 10
	Socket	Es el elemento que permite la sujeción de la prótesis al miembro del paciente.	
2. Muñeca	Actuador	Provee movilidad y fuerza a la muñeca.	
	Transmisión de potencia	Permite realizar los movimientos de pronación y supinación con la fuerza adecuada.	
	Rodamiento	Permite que el movimiento de la muñeca se realice con la mínima fricción y ruido.	3,5 7,9
	Soporte de rodamiento	Brinda alojamiento y permite el acople de las partes móviles de la prótesis.	
	Eje	Permite el acoplamiento de la prótesis al socket, y es el alojamiento de los elementos de la muñeca.	
3. Fuente de energía	Batería	Provee de energía a los elementos de la prótesis.	
	Indicador de carga	Muestra al usuario la cantidad de carga de la batería.	3,5 6,9
	Cargador	Recarga la batería.	
4. Interfaz EMG	Sensor mioeléctrico	Obtiene las señales mioeléctricas del miembro del usuario.	
	Comunicación	Permite el intercambio de datos entre el sensor y el controlador del prototipo.	1,5
5. Control	Microcontrolador	Realiza el control de los actuadores del prototipo.	3,5
	PCB dedicada	Permite la interconexión de todos los elementos del prototipo.	

3.3 Módulo 1 Estructura

3.3.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño

3.3.1.1 Mecanismo de dedos

Presentación de alternativas

En las tablas Tabla 8, Tabla 9 y Tabla 10 se presentan 3 alternativas las cuales son las más comunes empleadas en miembros protésicos y también en miembros robóticos.

- Mecanismo de cuerdas.

Tabla 8.

Características del mecanismo de cuerdas.

Alternativa A	
Costo	Bajo
Adaptabilidad de agarre	Alto
Precisión de movimiento	Bajo
Facilidad de ensamble	Bajo

- Mecanismo de Toronto (Barras rígidas).

Tabla 9.

Características del mecanismo de Toronto.

Alternativa B	
Costo	Bajo
Adaptabilidad de agarre	Medio
Precisión de movimiento	Alto
Facilidad de ensamble	Medio

- Mecanismo con un motor por articulación.

Tabla 10.

Características del mecanismo con motor por articulación.

Alternativa C	
Costo	Alto
Adaptabilidad de agarre	Alto
Precisión de movimiento	Alto
Facilidad de ensamble	Bajo

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de mecanismo, obteniendo las siguientes tablas.

Tabla 11.

Ponderación de criterios para el tipo de mecanismo.

Criterio	Costo	Adaptabilidad	Precisión	Fac. Ensamb	$\Sigma+1$	pondera
Costo		1	1	1	4	0.4
Adaptabilidad	0		0.5	1	2.5	0.25
Precisión	0	0.5		1	2.5	0.25
Fac. Ensamb	0	0	0		1	0.1
				suma	10	1

Tabla 12.

Evaluación del criterio Costo.

Costo	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	1	2.5	0.42
Alternativa B	0.5		1	2.5	0.42
Alternativa C	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Tabla 13.**Evaluación del criterio Adaptabilidad de movimiento.**

Adaptabilidad	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	0.5	2.5	0.42
Alternativa B	0		0	1	0.17
Alternativa C	0.5	1		2.5	0.42
			suma	6	1

Tabla 14.**Evaluación del criterio Precisión del movimiento.**

Precisión	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	0	1	0.17
Alternativa B	1		0.5	2.5	0.42
Alternativa C	1	0.5		2.5	0.42
			suma	6	1

Tabla 15.**Evaluación del criterio Facilidad de ensamble.**

Fac. Ensamb	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	2	0.33
Alternativa B	1		1	3	0.50
Alternativa C	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el mecanismo de Toronto como se observa en la Tabla 16.

Tabla 16.**Conclusiones de selección del tipo de mecanismo.**

Opción	Costo	Adaptabilidad	Precisión	Fac. Ensamb	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.17	0.10	0.04	0.03	0.35	2
Alternativa B	0.17	0.04	0.10	0.05	0.36	1
Alternativa C	0.07	0.10	0.10	0.02	0.29	3
				suma	1.00	

3.3.1.2 Actuador

Presentación de alternativas

El tipo de actuador está determinado por el mecanismo utilizado, pues el mecanismo de Toronto utiliza pistones lineales (N. Dechev, 2001). En las tablas Tabla 17 y Tabla 18 se presentan dos opciones para el actuador del mecanismo de Toronto.

- Actuador lineal SKF Runner

Tabla 17.

Características del actuador lineal SKF Runner.

Alternativa A

Costo	Alto
Tamaño	Grande
Fuerza	Alta

- Actuador lineal Firgelli PQ12-R

Tabla 18.

Características del actuador lineal PQ12-R.

Alternativa B

Costo	Medio
Tamaño	Pequeño
Fuerza	Baja

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de actuador lineal para el accionamiento del mecanismo, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 19.

Ponderación de criterios para el actuador lineal.

Criterio	Costo	Tamaño	Fuerza	$\Sigma+1$	pondera
Costo		0.5	1	2.5	0.42
Tamaño	0.5		1	2.5	0.42
Fuerza	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Tabla 20.

Evaluación del criterio Costo.

Costo	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	1

Tabla 21.

Evaluación del criterio Tamaño.

Tamaño	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	1

Tabla 22

Evaluación del criterio Fuerza.

Fuerza	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el actuador lineal Firgelli Pq12-R como indica la

Tabla 23.

Tabla 23.**Conclusiones de selección del actuador lineal.**

Opción	Costo	Tamaño	Fuerza	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.14	0.14	0.11	0.39	2
Alternativa B	0.28	0.28	0.06	0.61	1
			suma	1.00	

3.3.1.3 Palma

Para el diseño de la palma no se presentan opciones pues las dimensiones y forma de la misma se encuentra definidas netamente por el espacio para la implementación de los motores, tarjeta de control y módulo de muñeca. También las dimensiones tentativas para el diseño de la palma se ven determinadas por la propia antropometría del miembro del usuario.

3.3.2. Diseño de detalle**3.3.2.1 Mecanismo de los dedos**

- **Cálculos**

- Diseño del mecanismo de los dedos

Se empezó por realizar un estudio cinemático del movimiento de los dedos, en donde se determinaron los ángulos de movimiento de cada una de las falanges del dedo humano. Así entonces, se tiene que la articulación Metacarpofalángica (MCF) tiene un ángulo de flexión de 90°, la Interfalángica Proximal (IFP) un total de 100° y la Interfalángica Distal (IFD) un ángulo de 35°. (García, 2003)

De donde se determinó que la articulación interfalángica distal tiene un aporte poco significativo, que es alrededor del 15% del movimiento activo total de un dedo. Razón por la cual para facilitar el ensamblaje y reducir el número de componentes en cada dedo se decidió que esta articulación será fija con un ángulo de 30°.

Se realizó la síntesis del mecanismo para lo cual se empleó como base el mecanismo de la universidad de Toronto (N. Dechev, 2001), que utiliza las tres articulaciones móviles. La Figura 39 muestra el mecanismo de Toronto utilizado en el prototipo de prótesis desarrollado por la fundación Bloorview MacMillan (TBM). La Figura 40 por su parte muestra el mecanismo diseñado que es una variación del mecanismo de Toronto, con únicamente dos articulaciones móviles además de todos los elementos que lo conforman.

El mecanismo diseñado cuenta con dos mecanismos sub-actuados de cuatro barras cada uno. El primero se encarga de transformar el movimiento lineal del actuador en un movimiento angular para la flexión de 85° de la articulación MCF, el segundo mecanismo acoplado al primero convierte este movimiento en un ángulo de 100° para la articulación IFP.

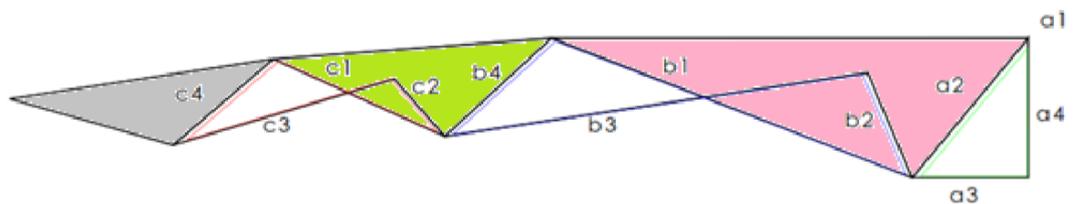


Figura 39. Mecanismo de la universidad de Toronto. (N. Dechev, 2001)

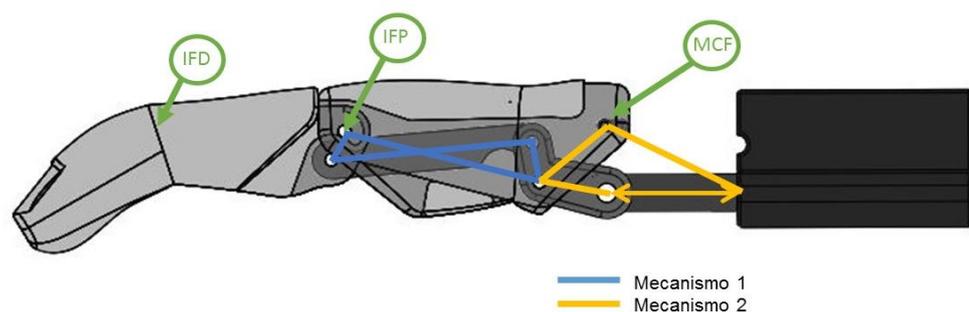


Figura 40. Mecanismo dedo índice con 2 articulaciones móviles.

Para determinar la longitud de cada una de las barras se empleó el método de síntesis analítica de mecanismos con tres puntos de precisión (Norton R.

L., 1999), esto para cada uno de los mecanismos inmersos en cada uno de los dedos del prototipo.

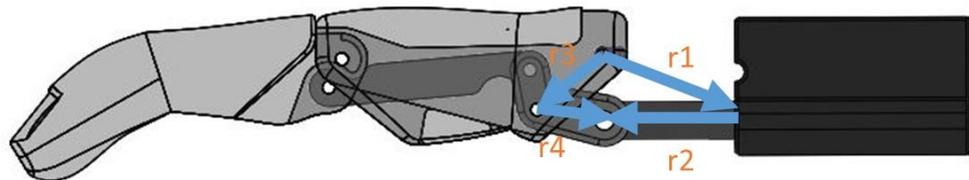


Figura 41. Suma vectorial del mecanismo 1 en el dedo índice.

Se empezó por realizar una suma vectorial entre los eslabones del mecanismo propuesto que se observa en la Figura 41, obteniendo entonces la ecuación (1):

$$\overline{r1} + \overline{r2} = \overline{r3} + \overline{r4} \quad (1)$$

Después se utilizó la equivalencia de Euler para así obtener la ecuación (2) y (3) para de esta manera realizar la síntesis del mecanismo.

$$|r1| * \sin(\theta_1) + |r2| * \sin(\theta_2) = |r3| * \sin(\theta_3) + |r4| * \sin(\theta_4) \quad (2)$$

$$|r1| * \cos(\theta_1) + |r2| * \cos(\theta_2) = |r3| * \cos(\theta_3) + |r4| * \cos(\theta_4) \quad (3)$$

Donde los eslabones r_1 , r_3 y r_4 son las incógnitas de longitud necesarias para resolver el mecanismo. Los ángulos θ_1 y θ_2 son fijos, mientras que los ángulos del eslabón que representa a la falange proximal θ_3 y la longitud del actuador r_2 son las variables de ingreso para resolver las ecuaciones expresadas en grados y en milímetros respectivamente. Estas variables tienen 3 valores que representan los 3 puntos de precisión para poder resolver las ecuaciones y realizar la síntesis. En la

Tabla 24 se puede observar los puntos de precisión con los cuales se realizó la síntesis del mecanismo 1.

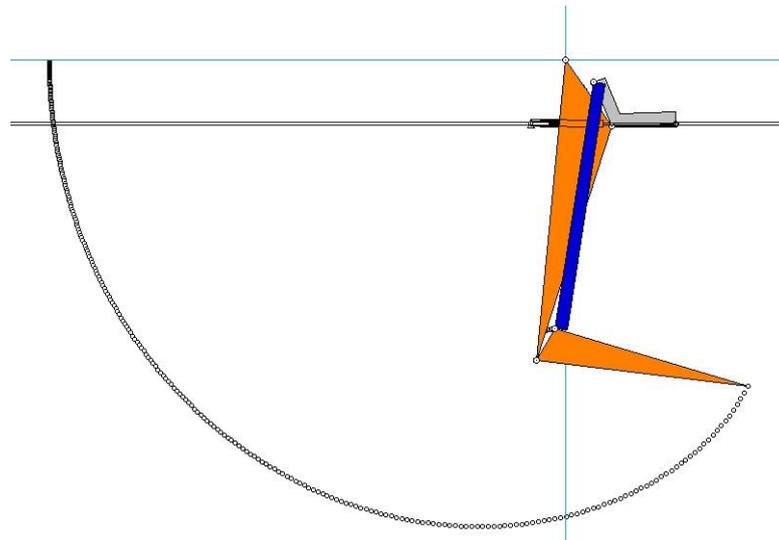
Tabla 24. Puntos de precisión para el mecanismo 1

$\theta_{3(1)}$	$\theta_{3(2)}$	$\theta_{3(3)}$	$r_{2(1)}$	$r_{2(2)}$	$r_{2(3)}$
220	270	305	18	8	0

Es importante mencionar que los valores obtenidos en la síntesis para el mecanismo 1 son los mismos para todos los dedos, incluso para el pulgar. Lo que no pasa con el mecanismo 2 que es diferente en cada caso.

Para realizar la síntesis del mecanismo 2 se empleó el mismo método utilizando los tres puntos de precisión deseados para cada caso y variando para cada dedo el valor de la barra que acopla ambos mecanismos, elemento que varía en cada dedo por la propia antropometría de la mano del usuario.

Una vez calculados los eslabones para cada uno de los dedos se comprueba su correcto funcionamiento, utilizando un software que permitió simular la trayectoria que dibuja el dedo al moverse como se observa en la Figura 42.

**Figura 42. Trayectoria generada por el mecanismo del dedo índice.**

- Diseño del mecanismo del pulgar

La síntesis de mecanismos con tres puntos de precisión para el caso del pulgar cuenta con leves variaciones, puesto que el pulgar no cuenta con la falange medial y los ángulos de la cinemática del dedo son diferentes.

Según (García, 2003) estos ángulos tienen los valores de 50° en flexión para la articulación MCF y de 80° también en flexión para la articulación IFD, como se muestra en la Figura 43. La articulación IFP es la articulación inexistente en el caso del pulgar por la ausencia de la falange medial.

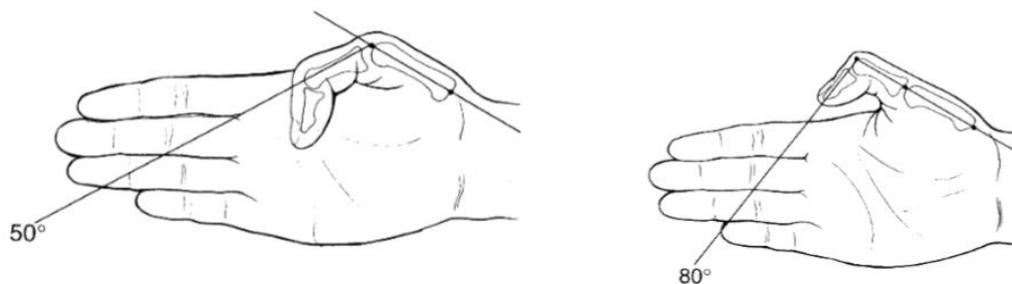


Figura 43. Ángulos de las articulaciones del pulgar. (García, 2003)

Se realizó entonces la síntesis del mecanismo para el primer y segundo mecanismo utilizando la misma metodología empleada en los dedos previamente calculados. Como se mencionó el mecanismo 1 es el mismo en todos los dedos incluyendo al pulgar, variando en este caso únicamente el recorrido del actuador para cumplir con el ángulo de flexión en la articulación MCF que es de 50° . Como este ángulo era uno de los pares de puntos de precisión en el cálculo del primer mecanismo de los dedos previos, solo fue necesario recalcular el mecanismo 2 para que cumpla con la flexión de la articulación IFD en un ángulo de 80° . Dichos mecanismos pueden observarse en la Figura 44.

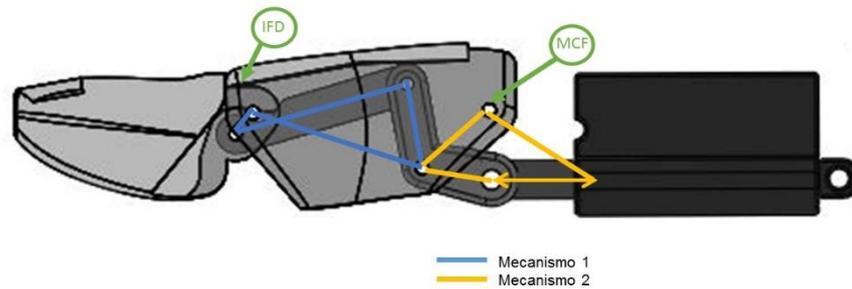


Figura 44. Mecanismos del pulgar.

En el caso del pulgar no se cuenta con una articulación fija pues la articulación que en los casos anteriores representaba a la articulación IFP es ahora la articulación IFD.

De igual manera se procede a comprobar la trayectoria generada por el mecanismo calculado para el pulgar, comprobando si cumple con los requerimientos y los puntos de precisión solicitados. La Figura 45 muestra la trayectoria generada por el mecanismo del pulgar.

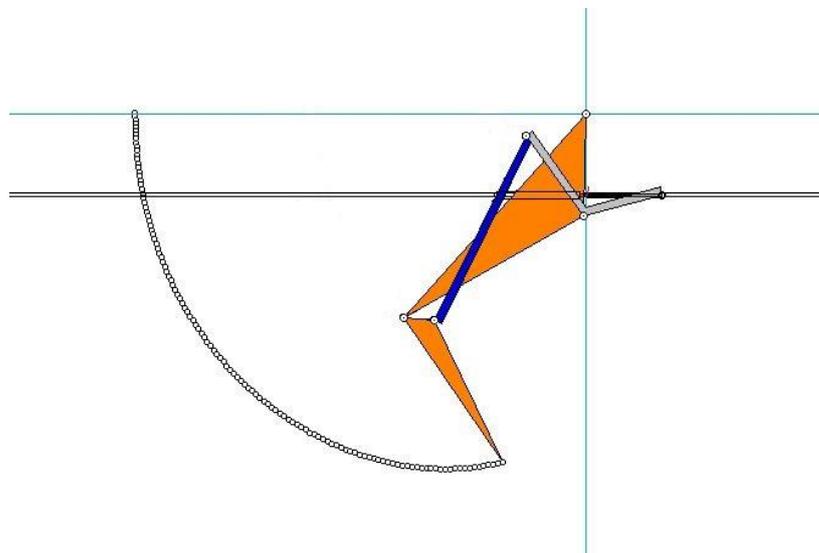


Figura 45. Trayectoria generada por el pulgar.

- **Diseño CAD**

La Figura 46 muestra el diseño CAD del dedo índice el cual cumple con las dimensiones calculadas previamente para el correcto funcionamiento de los mecanismos inmersos en él. El diseño se lo realizó tomando en cuenta la parte

estética del prototipo de prótesis pues la apariencia cosmética es uno de las preocupaciones del usuario.

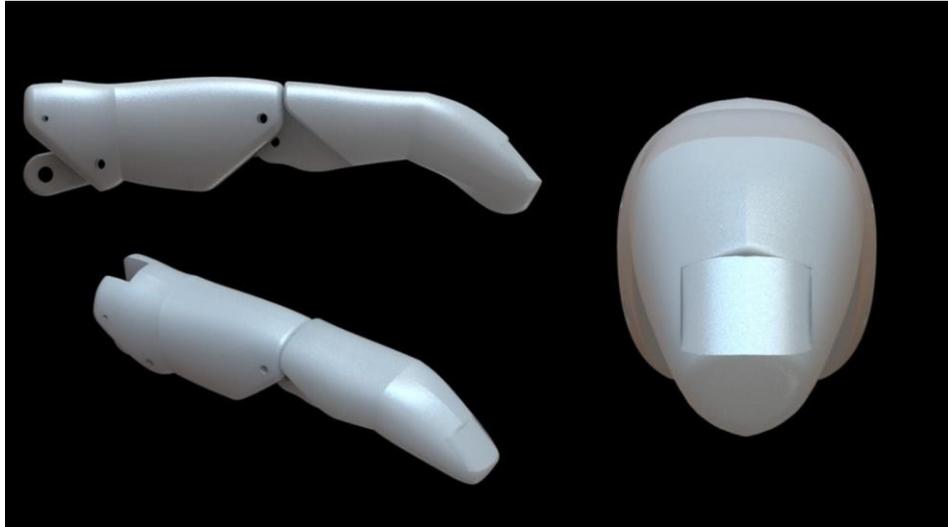


Figura 46. Diseño CAD del dedo índice

3.3.2.2 Actuador

- **Cálculos**

Una vez que se determinó el actuador utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, entonces se determinó con los cálculos mostrados para el mecanismo del dedo la carrera del pistón. El resto de los datos se ven determinados también por el actuador seleccionado como la fuerza, el voltaje y la corriente del actuador.

- **Diseño CAD**

El actuador seleccionado como se había indicado es el Servomotor Firgelli PQ12-R, el mismo que se muestra en la Figura 47.



Figura 47. Servomotor Lineal Firgelli PQ12-R

3.3.2.3 Palma

- **Cálculos**

El diseño de la palma se lo realizo empezando con las medidas antropométricas del usuario. Además, el diseño se lo realizo tomando en cuenta la disposición de los elementos dentro del prototipo y las dimensiones de los mismos. El espesor de pared mínimo en toda la palma de la mano se asumió de 2mm para asegurar un buen relleno en la impresión 3D.

Para el diseño de la palma del prototipo de prótesis se ha tomo muy en cuenta también la parte estética. Esto se puede observar en la Figura 48.

- **Diseño CAD**

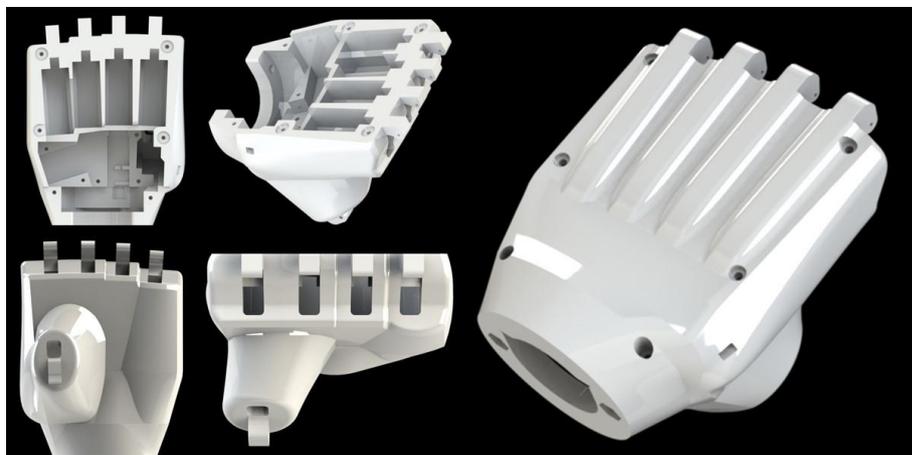


Figura 48. Diseño CAD de la palma del prototipo

3.4 Módulo 2 Muñeca

3.4.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño

3.4.1.1 Actuador

Presentación de alternativas

En las tablas Tabla 25 y Tabla 26 se presentan dos alternativas de actuador para lograr el movimiento de pronosupinación en la muñeca.

- Micromotor DC

Tabla 25.

Características del micromotor DC.

Alternativa A	
Tamaño	Pequeño
Torque	Medio
Velocidad	Media

- Servomotor

Tabla 26.

Características del servomotor.

Alternativa B	
Tamaño	Mediano
Torque	Alto
Velocidad	Baja

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de actuador para el movimiento de pronosupinación, obteniendo las siguientes tablas.

Tabla 27.

Ponderación de criterios para el actuador de muñeca.

Criterio	Tamaño	Torque	Velocidad	$\Sigma+1$	pondera
Tamaño		1	1	3	0.55
Torque	0		0.5	1.5	0.27
Velocidad	0	0		1	0.18
			suma	5.5	1

Tabla 28.

Evaluación del criterio Tamaño.

Tamaño	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	1

Tabla 29.

Evaluación del criterio Torque.

Torque	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	1

Tabla 30.

Evaluación del criterio velocidad.

Velocidad	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el micromotor DC como indica la

Tabla 31.

Tabla 31.

Conclusiones de selección del actuador de muñeca.

Opción	Tamaño	Torque	Velocidad	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.36	0.09	0.12	0.58	1
Alternativa B	0.18	0.18	0.06	0.42	2
			suma	1.00	

3.4.1.2 Transmisión de potencia

Presentación de alternativas

En las tablas Tabla 32, Tabla 33 y Tabla 34 se presentan tres alternativas de transmisión de potencia para lograr el movimiento de pronosupinación en la muñeca con las características necesarias.

- Tren de engranajes

Tabla 32.

Características del tren de engranajes.

Alternativa A	
Mantenimiento	Bajo
Fac. Manufactura	Medio
Capacidad de transmisión	Alta

- Banda de transmisión

Tabla 33.

Características de la banda de transmisión.

Alternativa B	
Mantenimiento	Medio
Fac. Manufactura	Medio
Capacidad de transmisión	Medio

- Acoplamiento directo

Tabla 34.**Características del acoplamiento directo.**

Alternativa C	
Mantenimiento	Medio
Fac. Manufactura	Bajo
Capacidad de transmisión	Baja

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de transmisión de potencia para el movimiento de pronosupinación, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 35.**Ponderación de características de transmisión de potencia.**

Criterio	Mantenimiento	Fac. Manufactura	Transmisión	$\Sigma+1$	pondera
Mantenimiento		1	1	3	0.50
Fac. Manufactura	0		0.5	1.5	0.25
Transmisión	0	0.5		1.5	0.25
			suma	6	1

Tabla 36.**Evaluación del criterio Mantenimiento.**

Mantenimiento	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	1	3	0.50
Alternativa B	0		0.5	1.5	0.25
Alternativa C	0	0.5		1.5	0.25
			suma	6	1

Tabla 37.**Evaluación del criterio Facilidad de Manufactura.**

Fac. Manufactura	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	0	1.5	0.25
Alternativa B	0.5		0	1.5	0.25
Alternativa C	1	1		3	0.50
			suma	6	1

Tabla 38.

Evaluación del criterio Capacidad de transmisión.

Transmisión	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	1	3	0.50
Alternativa B	0		1	2	0.33
Alternativa C	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es la transmisión de potencia por tren de engranajes como indica la

Tabla 39.

Tabla 39.

Conclusiones de selección de la transmisión de potencia.

Opción	Mantenimiento	Fac. Manufactura	Transmisión	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.25	0.06	0.13	0.44	1
Alternativa B	0.13	0.06	0.08	0.27	3
Alternativa C	0.13	0.13	0.04	0.29	2
			suma	1.00	

3.4.1.3 Rodamiento

Presentación de alternativas

En las tablas Tabla 40, Tabla 41 y Tabla 42 se presentan tres alternativas de rodamiento para lograr el movimiento libre de la palma del prototipo de

prótesis con respecto al eje de rotación. Logrando de esta manera el movimiento de pronosupinación en la muñeca de manera casi ideal.

- Rodamiento rígido de bolas

Tabla 40.

Características del rodamiento rígido de bolas.

Alternativa A	
Carga combinada	Aceptable
Carga de momento	Aceptable
Funcionamiento Silencioso	Excelente

- Rodamiento de rodillos

Tabla 41.

Características del rodamiento de rodillos.

Alternativa B	
Carga combinada	Aceptable
Carga de momento	Inadecuado
Funcionamiento Silencioso	Aceptable

- Rodamiento de agujas

Tabla 42.

Características del rodamiento de agujas.

Alternativa C	
Carga combinada	Inadecuado
Carga de momento	Inadecuado
Funcionamiento Silencioso	Aceptable

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de rodamiento para el movimiento del eje con respecto a la palma del prototipo de prótesis, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 43.

Ponderación de características de rodamiento.

Criterio	C. combinada	C. Momento	Silencioso	$\Sigma+1$	pondera
C combinada		0.5	1	2.5	0.42
C. Momento	0.5		1	2.5	0.42
Silencioso	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Tabla 44.

Evaluación del criterio Carga combinada.

C. Combinada	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	1	2.5	0.42
Alternativa B	0.5		1	2.5	0.42
Alternativa C	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Tabla 45.

Evaluación del criterio Carga de momento.

C. Momento	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	1	3	0.50
Alternativa B	0		0.5	1.5	0.25
Alternativa C	0	0.5		1.5	0.25
			suma	6	1

Tabla 46

Evaluación del criterio Funcionamiento Silencioso.

Silencioso	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	1	3	0.50
Alternativa B	0		0.5	1.5	0.25
Alternativa C	0	0.5		1.5	0.25
			suma	6	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el rodamiento rígido de bolas como indica la Tabla 47.

Tabla 47.

Conclusiones de selección del tipo de rodamiento.

Opción	C. Combinada	C. Momento	Silencioso	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.17	0.21	0.08	0.47	1
Alternativa B	0.17	0.10	0.04	0.32	2
Alternativa C	0.07	0.10	0.04	0.22	3
			suma	1.00	

Al tipo rodamiento definido se puede aumentar características como las obturaciones que disminuyen el mantenimiento y aumentan la lubricación. Razón por la cual el rodamiento seleccionado es en definitiva un rodamiento rígido de bolas con obturaciones.

3.4.1.4 Soporte de rodamiento

El aro exterior del rodamiento debe fijarse con la palma del prototipo de prótesis permitiendo así el movimiento de pronosupinación. Esto se logró mediante la utilización de un soporte que por apriete soporta la carga axial y mediante una junta empernada la carga torsional.

3.4.1.5 Eje

El diseño del eje se lo realizó netamente seleccionando el material que soporte las cargas pues los elementos que se alojan en el eje de rotación definen las dimensiones del mismo.

El eje de rotación consta principalmente de dos hombros en donde se asienta el engrane y el rodamiento respectivamente además de un cambio de sección que sirve de acople para el socket del prototipo de prótesis.

3.4.2. Diseño de detalle de la muñeca

3.4.2.1 Actuador

- **Cálculos**

Una vez seleccionado el actuador para el movimiento de pronosupinación y teniendo las especificaciones del motor se calculó la potencia mecánica que el motor entrega. Una vez obtenida la potencia que el motor entrega, se puede proceder con los cálculos del tren engranajes.

Las especificaciones necesarias para calcular la potencia entregada son torque y velocidad del micromotor pololu HP 1000:1 como se observa en la ecuación (4), mismas que se las obtiene del datasheet del proveedor. (Pololu, 2016)

$$\begin{aligned}\omega &= 32 \text{ rpm} = 3.328 \text{ rad/s} \\ T &= 9 \text{ kg} \times \text{cm} \\ \mathbf{H} &= \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{T} \quad \mathbf{(4)}\end{aligned}$$

$$H = 2.94 \text{ watts} \approx 3 \text{ watts}$$

La potencia entregada por el micromotor es de 3 watts aproximadamente potencia con la cual se dimensiono el tren de engranajes.

- **Diseño CAD**

La Figura 49 muestra el diseño CAD del micromotor. El diseño obtuvo desde la página del proveedor. (Pololu, 2016)



Figura 49. Modelo CAD del micromotor pololu HP gearmotor 1000:1

3.4.2.2 Transmisión de potencia

- **Cálculos**

Como se determinó en el apartado anterior la transmisión de potencia para el prototipo estará conformada por un engranaje y un piñón. El diámetro que para cada uno de los elementos que conforman la transmisión de potencia es dado por la antropometría del usuario. De aquí, que el sistema de transmisión ensamblado no puede sobrepasar los 50mm de diámetro, que es la medida de la muñeca del usuario. También se tomó en cuenta la velocidad a la que tiene que girar la muñeca con respecto a la Tabla 2. Por tanto, considerando estos dos factores se decidió que la relación de engranaje será:

$$Mg = \frac{2}{1}$$

A continuación, en base al herramental disponible y a la facilidad de manufactura se eligió un módulo de $m = 0.75$. Además, en base a la Tabla 8-6 de (Mott, 2006, pág. 320) se estableció que el piñón tendrá un ángulo de presión de 20° y será de 15 dientes. Con los valores establecidos se obtienen los siguientes diámetros de paso de piñón y engrane:

$$dp = 0.75 \times 15 = 11.25 \text{ mm}$$

$$de = 0.75 \times 30 = 22.5 \text{ mm}$$

Dados estos valores se verifica que se cumple con el requerimiento de espacio, como se puede observar en la Figura 50.

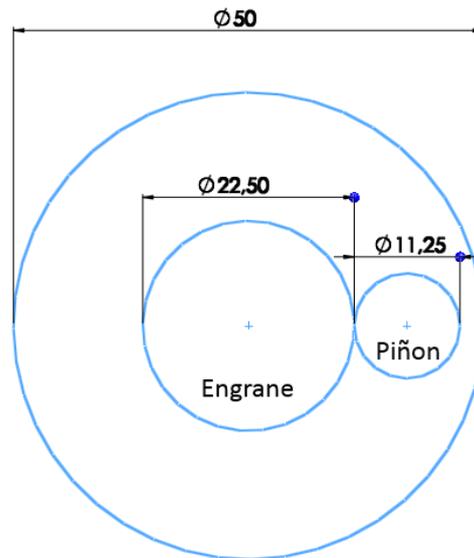


Figura 50. Dimensiones base para transmisión de potencia.

Como siguiente paso se calcula la fuerza tangencial ejercida por la potencia del motor:

$$H = T \times \omega = (F_t \times dp/2) \times \omega$$

Despejando se obtiene,

$$F_t = 159.2 \text{ N.}$$

Con la fuerza tangencial y mediante la fórmula de Lewis se procede a verificar que el modulo elegido es adecuado para que la resistencia de los dientes del engranaje trabaje correctamente con la potencia del sistema.

$$m_{min} = \sqrt{\frac{P}{C \times 1.52}}$$

En donde P es el esfuerzo tangencial en kg, C es el coeficiente de trabajo por flexión en kg.mm² y M es el modulo. Según (Casillas, s.f, pág. 172) el valor de C se obtiene mediante,

$$C = \frac{\text{Limite elástico}}{2}$$

El material será un acero AISI 4140 con limite elástico de 70 kg/mm² (Ivan Bohman C.A). Entonces:

$$m_{min} = \sqrt{\frac{159.2/9.8}{70/2 \times 1.52}}$$

$$m_{min} = 0.55$$

Como el modulo elegido de $m = 0.75$ es mayor que el mínimo requerido según el criterio de Lewis, se verifica que los dientes resistirán la potencia del sistema.

El diámetro del agujero para el eje en el piñón está dado por el diámetro del eje del actuador que es 3mm. Y el diámetro del agujero para el engrane será de 10 mm con el objetivo de que exista el espacio suficiente ya que por el eje pasaran los cables de poder de la prótesis.

Diseño a fatiga de la transmisión de potencia

Establecidas las dimensiones base, el modulo y el material tentativo, se procedió a realizar el diseño a fatiga. Con el fin obtener el tiempo de vida útil y el factor de seguridad para los elementos de la transmisión. El diseño a fatiga se basa en la norma ANSI/AGMA 2101–C95.

Esfuerzos de flexión AGMA

El esfuerzo de flexión de AGMA está dado por la siguiente formula (5),

$$\sigma_F = Ft \times K_o \times K_v \times K_s \times \frac{1}{b.m} \times \frac{K_H \cdot K_B}{Y_J} \quad (5)$$

En donde,

σ_F es el esfuerzo de flexión en N/mm².

Ft es la fuerza tangencial.

K_o es el factor de sobrecarga.

K_v es el factor dinámico.

K_s es el factor de tamaño.

b es el ancho de cara.

m es el modulo.

K_H es el factor de distribución de carga.

K_B es el factor de espesor del aro.

Y_J es el factor geométrico de resistencia a la tensión.

Factor de sobrecarga K_o

Este factor de sobrecarga tiene como finalidad tomar en cuenta todas las cargas que se aplican de manera externa en exceso de la carga tangencial nominal Wt en una aplicación particular (Budynas & Nisbett, 2008). De la figura 14-17 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 746) se obtiene el valor de K_o para carga uniforme.

$$K_o = 1$$

Factor dinámico K_v

Los factores dinámicos se emplean para tomar en cuenta imprecisiones en la fabricación y acoplamiento de dientes de engranes en movimiento (Budynas & Nisbett, 2008). Para calcular el factor se empieza definiendo la calidad $Q_v = 4$ dada por fabricación por fresado de forma (Mott, 2006, p. 392). Y se procede con el cálculo, según las ecuaciones 14-27 y 14-28 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 736) .

$$B = 0.25(12 - Qv)^{2/3} = 1$$

$$A = 50 + 56(1 - B) = 50$$

$$Kv = \left(\frac{A + \sqrt{200V}}{A} \right)^B = \left(\frac{50 + \sqrt{200(0,018 \text{ m/s})}}{50} \right)^1$$

$$Kv = 1.04$$

Factor de tamaño Ks

El factor de tamaño refleja la falta de uniformidad de las propiedades del material, debida al tamaño (Budynas & Nisbett, 2008). El valor del factor se obtuvo de la tabla 9.6 de (Mott, 2006, p. 389).

$$Ks = 1$$

Ancho de cara b

El ancho de cara tanto para el piñón como para el engrane son definidos una vez más por el espacio físico disponible en el prototipo.

$$b = 5 \text{ mm}$$

Factor de distribución de carga KH

Con el factor de distribución de la carga se modifican las ecuaciones de esfuerzo para reflejar la distribución no uniforme de la carga a lo largo de la línea de contacto (Budynas & Nisbett, 2008). El factor de calcula con la ecuación 37 de (AGMA, 1996, p. 20).

$$K_H = 1 + K_{Hmc}(K_{Hpf} \cdot K_{Hpm} + K_{Hma} \cdot K_{He})$$

Para lo cual,

$$K_{Hmc} = 1 \text{ para dientes sin coronar (AGMA, 1996, p. 20).}$$

$$K_{Hma} = A + B(b) + C(b)^2$$

$$K_{Hma} = 2.47 \times 10^{-1} + 0,657 \times 10^{-3}(5) + (-1.186 \times 10^{-7}(5)^2)$$

$K_{Hma} = 0.250$, los valores A,B y C se obtienen de la tabla 2 en (AGMA, 1996, p. 22).

$K_{He} = 0.8$ para engrane ajustado en el ensamble, valor obtenido de (AGMA, 1996, p. 22)

Entonces,

$$K_H = 1.21$$

Factor de espesor del aro K_b

Ajusta el esfuerzo de flexión estimado de un engrane con aro delgado (Budynas & Nisbett, 2008). Por ser de aro solido este factor es igual a uno (Narváez, 2015, pág. 389).

$$K_b = 1$$

Factor geométrico de resistencia a la tensión Y_J

Este factor se obtuvo de la figura 14-6 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 733). Y tiene un valor diferente tanto para el piñón como para el engranaje.

$$Y_{Jp} = 0,25$$

$$Y_{Je} = 0,35$$

Encontrados todos los factores se obtiene el esfuerzo de flexión del para el piñón y para el engrane.

$$\sigma_{Fp} = 159.2 \times 1 \times 1.04 \times 1 \times \frac{1}{5 \times 0.75} \times \frac{1.21 \times 1}{0,25}$$

$$\sigma_{Fp} = 213,7 \text{ N/mm}^2$$

$$\sigma_{Fe} = 159.2 \times 1 \times 1.04 \times 1 \times \frac{1}{5 \times 0.75} \times \frac{1.21 \times 1}{0,35}$$

$$\sigma_{Fe} = 152,6 \text{ N/mm}^2$$

Esfuerzos de contacto AGMA

El esfuerzo de flexión de AGMA está dado por la siguiente formula (6),

$$\sigma_c = Z_E \sqrt{Ft \times K_o \times K_v \times K_s \times \frac{K_H}{d \cdot b} \times \frac{Z_R}{Z_I}} \quad (6)$$

En donde,

σ_c es el esfuerzo de contacto.

Z_E es el coeficiente elástico.

K_o, K_v, K_s, K_H son los mismos factores que se calcularon para flexión.

d es el diámetro de paso.

b es el ancho de cara.

Z_R es el factor de condición superficial.

Z_I es el factor de resistencia superficial.

Coeficiente elástico Z_E

El valor de este coeficiente se obtiene de la tabla 14-8 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 737).

$$Z_E = 191 \sqrt{N/mm^2}$$

Factor de resistencia superficial Z_I

Se obtiene a partir de la ecuación 14-23 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 735). Entonces,

$$Z_I = \frac{\cos(20^\circ) \sen(20^\circ)}{2} \times \frac{2}{2+1}$$

$$Z_I = 0.107$$

Encontrados todos los factores se obtiene el esfuerzo de contacto del para el piñón y para el engrane.

$$\sigma_{cp} = 191 \sqrt{159.2 \times 1 \times 1.04 \times 1 \times \frac{1.21}{11.25 \times 5} \times \frac{1}{0.107}}$$

$$\sigma_{cp} = 1101.9 \text{ N/mm}^2$$

$$\sigma_{ce} = 191 \sqrt{159.2 \times 1 \times 1.04 \times 1 \times \frac{1.21}{12.5 \times 5} \times \frac{1}{0.107}}$$

$$\sigma_{ce} = 779,2 \text{ N/mm}^2$$

Factor de seguridad de flexión.

El factor de seguridad en flexión de AGMA viene dado por la siguiente ecuación (7).

$$SF = \frac{St \times Y_N}{Y_\theta \times Y_Z \times \sigma_F} \quad (7)$$

En donde,

SF es el factor de seguridad en flexión.

St es el esfuerzo de flexión permisible.

Y_N es el factor de ciclos de carga.

Y_θ es el factor de temperatura.

Y_Z es el factor de confiabilidad.

σ_F es el esfuerzo de flexión.

Esfuerzo de flexión admisible St

El esfuerzo de flexión admisible se obtiene directamente de la figura 10 de (AGMA, 1996, p. 26), y depende de la dureza del material seleccionado.

$$St = 0.749 H_B + 110 = 0.749 (320) + 110$$

$$St = 349.68 \text{ N/mm}^2$$

Factor de ciclos de carga Y_N

Para determinar el factor, primero se calculó el número de ciclos. Para eso se decidió ser bastante conservadores y considerar el caso más extremo en el que la transmisión de potencia esté operando 8 horas diarias. Se tomó en

cuenta un tiempo de vida útil de 3 años, tiempo ofrecido por las prótesis comerciales. El número de ciclos está dado por,

$$nL = 60 \times L \times \omega \times q$$

En donde,

nL es el número de ciclos.

L son las horas de vida.

ω son las rpm.

q es el número de contactos por revolución.

Entonces,

$$nL = 60 \times 5760 \times 32 \times 1$$

$$nL = 1.1 \times 10^7 \approx 10^7 \text{ ciclos}$$

Para este número de ciclos a partir de la figura 14-14 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 743) se obtiene el factor.

$$Y_N = 1$$

Factor de temperatura Y_θ

Según (Budynas & Nisbett, 2008) para temperaturas del aceite o del disco del engrane hasta de 250°F (120°C), se emplea:

$$Y_\theta = 1$$

Factor de confiabilidad Y_Z

El factor de confiabilidad toma en cuenta el efecto de las distribuciones estadísticas de las fallas por fatiga del material (Budynas & Nisbett, 2008). Para el diseño se elige una confiabilidad de 0.90 por tanto de la tabla 14-10 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 744) se tiene el factor.

$$Y_Z = 0.85$$

Determinados todos los factores se procede con el cálculo de los factores de seguridad en flexión para el piñón y para el engranaje.

$$SF_p = \frac{349.68 \times 1}{1 \times 0.85 \times 213,7}$$

$$SFp = 1.92$$

$$SFe = \frac{349.68 \times 1}{1 \times 0.85 \times 152,6}$$

$$SFe = 2.7$$

Factor de seguridad de contacto.

El factor de seguridad de contacto de AGMA viene dado por la siguiente ecuación (8).

$$SH = \frac{Sc \times Z_N \times Z_W}{Y_\theta \times Y_Z \times \sigma_C} \quad (8)$$

En donde,

SH es el factor de seguridad por contacto.

Sc es el esfuerzo de contacto admisible.

Z_N es el factor de ciclos de carga para contacto.

Z_W es el factor de relación de dureza.

Y_θ, Y_Z son los mismos valores que se calcularon para la flexión.

σ_C es el esfuerzo de contacto.

Esfuerzo de contacto admisible Sc

El esfuerzo de contacto admisible se obtiene directamente de la tabla 3 de (AGMA, 1996, p. 23), y depende del material seleccionado.

$$Sc = 1185 \text{ N/mm}^2$$

Factor de ciclos de carga para contacto Z_N

Para el número de ciclos obtenido y a partir de la figura 14-15 de (Budynas & Nisbett, 2008, p. 743) se obtiene el factor.

$$Z_N = 1$$

Factor de relación de dureza Z_W

Según la figura 2 de (AGMA, 1996, p. 17), como en este caso se utilizara el mismo material en el piñón y en el engrane el factor es el siguiente.

$$Z_w = 1$$

Determinados todos los factores se procede con el cálculo de los factores de seguridad de contacto para el piñón y para el engranaje.

$$SHp = \frac{1185 \times 1 \times 1}{1 \times 0.85 \times 1101.9}$$

$$SHp = 1.26$$

$$SHe = \frac{1185 \times 1 \times 1}{1 \times 0.85 \times 779.2}$$

$$SHe = 1.78$$

- **Diseño CAD**

En la Figura 51 se muestra el diseño CAD del tren de engranajes diseñado.



Figura 51. Diseño CAD del tren de engranajes

3.4.2.3 Eje

- **Cálculos**

Una vez seleccionados y diseñados los elementos necesarios para realizar el movimiento de pronosupinación en la muñeca se diseñó el eje en el cual se alojan estos elementos.

Se inició el proceso de diseño empleando una disposición tentativa de los elementos con las medidas de cada uno de estos ya determinadas previamente, para de esta manera realizar el diagrama de cuerpo libre respectivo y proceder con los diagramas de esfuerzos cortantes y momentos flectores.

Se realizó el diagrama de cuerpo libre con las cargas tanto del diseño de la transmisión de potencia, así como las cargas según (INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE ESPAÑA, 2003) y las disposiciones de las mismas que son especificaciones de la norma INEN “Prótesis de miembros externos y órtesis externas”; ISO 22523:2006 logrando. Tal como se muestra en la Figura 52 y Figura 53 respectivamente.

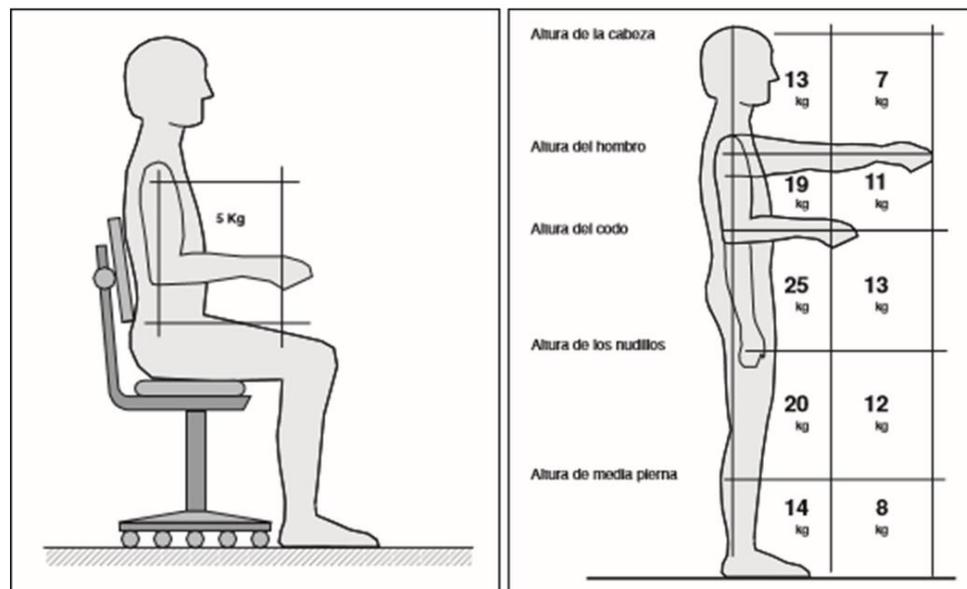


Figura 52. Cargas establecidas para el trabajo.

Fuente: (INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE ESPAÑA, 2003)

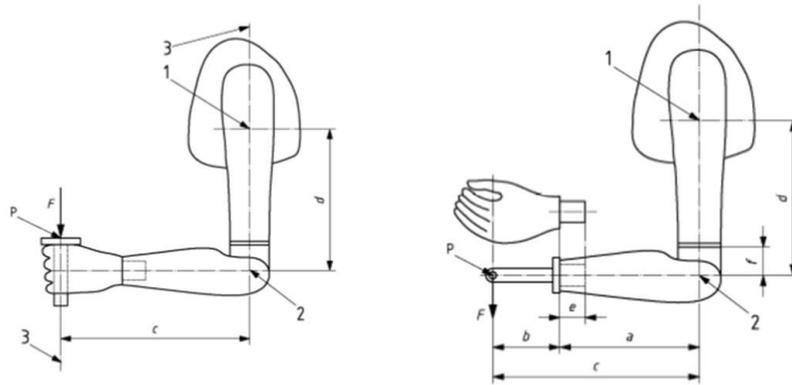


Figura 53. Disposición de cargas para prótesis de miembro superior.

Fuente: (NTE INEN-ISO 22523, 2014)

Tomando en cuenta la disposición tentativa de los elementos que se alojan en el eje de rotación de muñeca se diseñó el eje para soportar cargas de 25kg como carga axial que según (INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE ESPAÑA, 2003) “El mayor peso teórico recomendado es de 25kg, que corresponde a la posición de la carga más favorable, es decir, pegada al cuerpo, a una altura comprendida entre los codos y los nudillos”. Mientras que la carga a flexión con la cual se diseñó el eje es de 10kg la cual supera a la carga recomendada que es de únicamente 5kg en trabajo de oficina, tarea para la cual ha sido destinado el prototipo de prótesis.

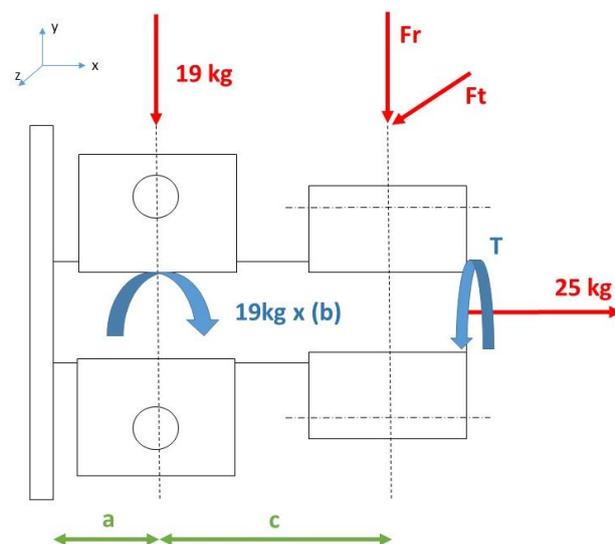


Figura 54. Diagrama de cuerpo libre del eje de muñeca.

En la Figura 54 se muestra el diagrama de cuerpo libre del eje de rotación de muñeca, en donde:

a: distancia entre el acople y la línea central del rodamiento

b: distancia de la línea central del rodamiento a la línea de carga

c: distancia entre rodamiento y engranaje.

Fr: Fuerza radial.

Ft: Fuerza tangencial.

T: Torque.

Se realizó el análisis de fuerzas para encontrar las reacciones ubicadas en el acople al socket que se comporta como un empotramiento y en sí el eje se comporta como una viga en voladizo, de tal manera que nos apoyamos en las ecuaciones de equilibrio estático (9) y (10) para poder encontrar las fuerzas y momentos presentes en el empotramiento.

$$\sum F = 0 \quad (9)$$

$$\sum M = 0 \quad (10)$$

Una vez obtenidas las reacciones en el empotramiento se realizó los diagramas de esfuerzo cortante y momento flector, que se ejercen sobre los planos XY y XZ como se muestra en la Figura 55 y Figura 56 respectivamente.

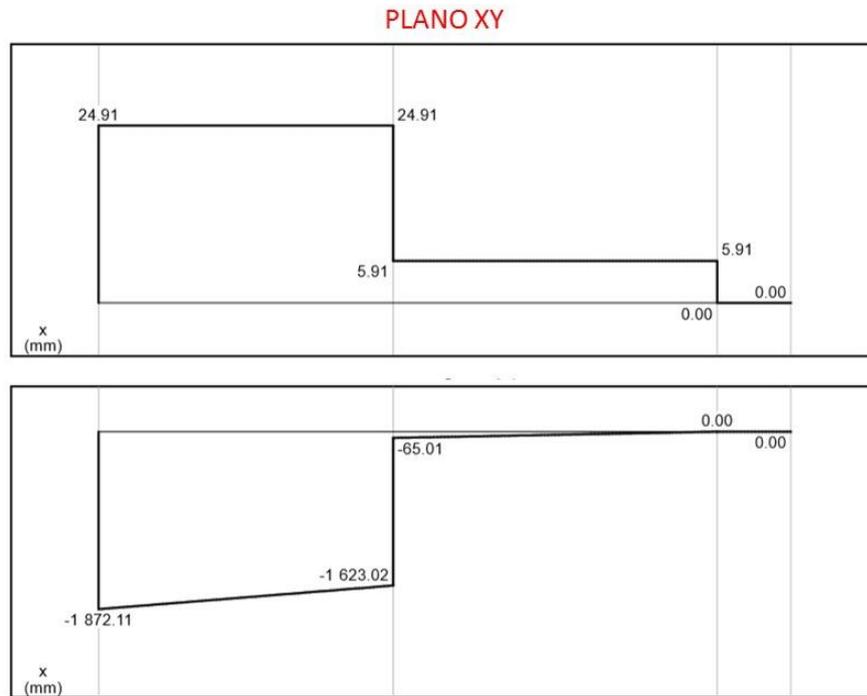


Figura 55. Esfuerzo cortante y momento flector en el plano XY.

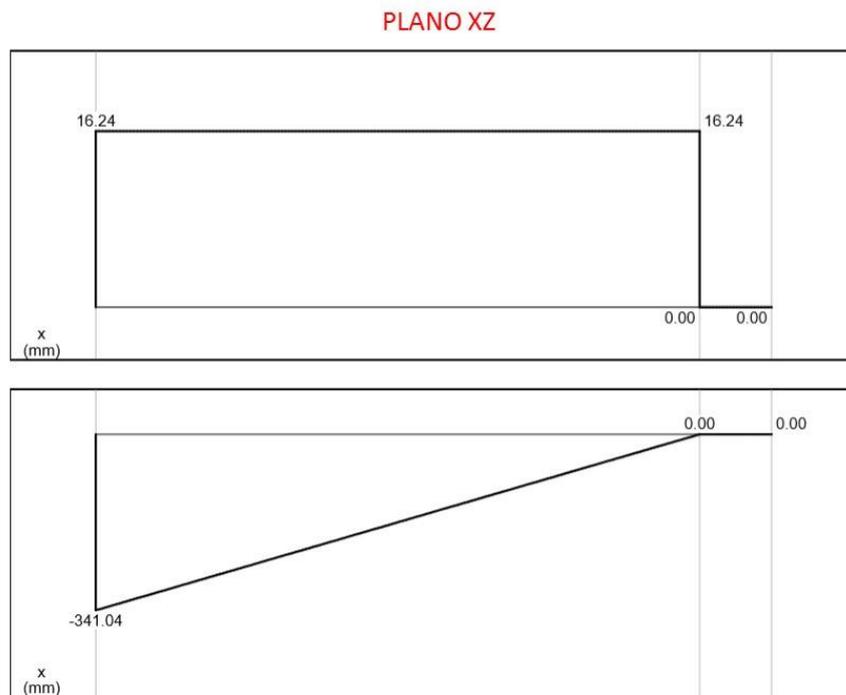


Figura 56. Esfuerzo cortante y momento flector en el plano XZ.

Una vez obtenidos los diagramas de momento flector para cada uno de los planos del eje se determinó las ecuaciones del momento a través de la ecuación de la recta con los puntos conocidos en el diagrama para poder así determinar el valor del momento en el punto más crítico del eje. El punto más crítico en el eje se encuentra en el hombro del rodamiento como se observa en la Figura 57.

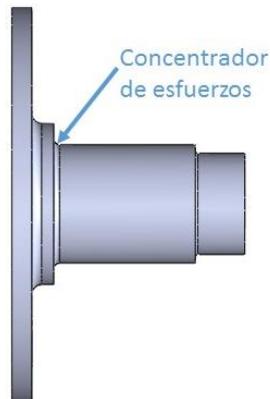


Figura 57. Concentrador de esfuerzos, punto más crítico del eje.

En el caso del momento alrededor del eje Z, es decir presente en el plano XY la ecuación de la primera sección entre $0 < x < 10$ la ecuación que determina el momento flector es:

$$M_z(x) = -1872.11 + 24.909(x)$$

Para el caso del momento alrededor del eje Y, es decir presente en el plano XZ la ecuación de momento flector a lo largo de todo el eje es:

$$M_y(x) = -341.04 + 16.24(x)$$

Una vez obtenidas las ecuaciones de cada momento se calcula entonces cada uno de los momentos en el punto más crítico para después obtener el momento total en ese punto. El punto crítico se encuentra ubicado como ya se mencionó en el hombro que soporta al rodamiento es decir a 3.6mm del acople al socket.

$$M_z(3.6) = -1782.44 \text{ kg. mm}$$

$$M_y(3.6) = -282.576 \text{ kg. mm}$$

De donde se determina entonces el momento total M_t .

$$M_t = \sqrt{(-1782.44)^2 + (-288.09)^2}$$

$$M_t = 1894.47 \text{ kg.mm}$$

Según (Budynas & Nisbett, 2008) “En el caso de un eje giratorio con flexión y torsión constantes, el esfuerzo flexionante es completamente reversible y la torsión es constante.” Se determina entonces que el momento medio y la torsión alternante son iguales a cero, facilitando así los cálculos, $M_m = 0$, $T_a = 0$ y

$$M_a = 1849.47 \text{ kg.mm.}$$

La torsión media presente en el eje es ejercida por la fuerza tangencial en el engranaje, así. $T_m = F_t \cdot r_{eng}$ de donde se obtiene $T_m = 182.7 \text{ kg.mm.}$

Esfuerzos presentes en el eje

Es importante empezar mencionando que el eje es un cilindro hueco en el cual los diámetros tentativos exteriores han sido determinados por los elementos que se alojan en él. Los redondeos en los hombros han sido determinados también por los elementos externos que se alojan en el eje. El diámetro del agujero interno también es una especificación propia del diseño pues se necesitó un diámetro de 5mm para poder pasar los cables de alimentación del prototipo.

Una vez obtenidos los valores de torsión y flexión presentes en el eje es necesario entonces encontrar los esfuerzos axiales por momento flector, así como los cortantes por torsión producidos. Para lo cual utilizamos las ecuaciones (11) y (12):

$$\sigma = \frac{M \times c}{I} \quad (11)$$

$$\tau = \frac{T \times c}{J} \quad (12)$$

Obteniendo así los esfuerzos.

$$\sigma_a = 120.83 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_m = 0 \text{ Mpa}$$

$$\tau_a = 0 \text{ Mpa}$$

$$\tau_m = 11.93 \text{ Mpa}$$

Además de los esfuerzos de flexión y torsión se encuentra el esfuerzo de tensión presente por la carga axial de 25 kg. El mismo que se calculó utilizando la ecuación (13).

$$\sigma_{axial} = \frac{F}{\frac{\pi}{4}(D^2 - d^2)} \quad (13)$$

$$\sigma_{axial} = 3.283 \text{ Mpa}$$

El esfuerzo de tensión es un esfuerzo alternante puesto que la carga no estará presente todo el tiempo sino únicamente en momentos en los que sea necesario para el usuario levantar una carga de este tipo. Entonces.

$$\sigma_{a(axial)} = 3.283 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_{m(axial)} = 0 \text{ Mpa}$$

Diseño a fatiga del eje de rotación

Las necesidades del usuario indicaron que el prototipo de prótesis deberá ser utilizado una jornada laboral diaria, es decir 8 horas de manera continua. El diseño del eje de rotación se lo realizó de tal manera que pueda trabajar sin problema durante 3 años.

Se sabe que el engranaje de la relación de transmisión en la muñeca rota a una velocidad de 16 rpm, con este dato se diseñó el eje para soportar las

cargas alrededor de 5'500.000 de ciclos. La manera en la que se calculó el ciclaje del eje fue asumiendo que trabajara 8 horas diarias, 20 días del mes, 12 meses del año y 3 años consecutivos a 16 rpm.

Se diseñó el eje para que soporte las cargas combinadas que se calcularon anteriormente, para esto se empleó el método de Esfuerzo-Vida.

Se eligió como material para el eje de rotación el acero AISI 4140 que tiene como esfuerzo a la tensión mínima de, $S_{ut} = 90 \text{ kg} * \text{mm}^2$ (Ivan Bohman C.A).

La ecuación (14) de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 274) nos ayudó a calcular S'_e , que es el límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria para un ciclaje mayor a los 10^6 ciclos. En el caso de los aceros se tiene la ecuación.

$$S'_e = 0.5S_{ut} \quad (14)$$

$$S'_e = 441 \text{ Mpa}$$

La ecuación de Marín (15) de (Budynas & Nisbett, 2008) contempla los factores de concentración de esfuerzos necesarios para realizar un diseño lo más aproximado a la realidad del comportamiento del material sujeto a fatiga.

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e \quad (15)$$

Factor de superficie k_a

El factor de superficie procura cuantificar de qué manera afecta el acabado superficial de las partes de una máquina, siendo la ecuación necesaria para calcular esta ecuación (16) de (Budynas & Nisbett, 2008).

$$k_a = a S_{ut}^b \quad (16)$$

En donde S_{ut} es la resistencia a la tensión mínima y los valores a y b se encuentra en la tabla 6-2 de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 280).

El maquinado del eje se lo realizó en el laboratorio de máquinas herramientas de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE, obteniendo un acabado

aceptable, comparable con los parámetros de la tabla como un maquinado o laminado en frío. De donde:

$$k_a = 0.747$$

Factor de tamaño k_b

Se necesitó utilizar la ecuación (6-20) de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 280) para calcular el factor k_b , a la cual ingresa como dato la variable de diámetro de un cilindro macizo, en el caso del eje de rotación de muñeca por ser un cilindro hueco se utilizó el método de “*dimensión efectiva d_e* que se obtiene al igualar el volumen de material sometido a esfuerzo igual o superior a 95% del esfuerzo máximo con el mismo volumen en la muestra de viga rotatoria” (Budynas & Nisbett, 2008). Entonces se empleó la ecuación (17) de (Budynas & Nisbett, 2008) para poder calcular la dimensión efectiva.

$$A_{0.95\sigma} = \frac{\pi}{4} [d^2 - (0.95d)^2] = 0.0766d_e^2 \quad (17)$$

La misma ecuación se utiliza para relación el anillo que representa la sección transversal del eje rotatorio en el punto más crítico con las dimensiones tentativas, siendo estas $D_{ext}=12 \text{ mm}$, y $D_{int}=7 \text{ mm}$. Entonces:

$$A_{0.95\sigma} = \frac{\pi}{4} [D^2 - (0.583D)^2] = 0.5184D^2$$

Igualando las ecuaciones se obtiene entonces.

$$d_e = 0.384D = 4.612 \text{ mm}$$

Valor con el cual se regresó a la ecuación (6-20) y se calculó k_b .

$$k_b = 1.24d^{-0.107}$$

$$k_b = 1.055$$

Factor de carga k_c

Se utilizó la siguiente ecuación de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 282), siendo la carga de flexión la más representativa entonces se determina k_c .

$$k_c = 1$$

Factor de temperatura k_d

El prototipo de prótesis diseñado está destinado para trabajar bajo temperatura ambiente es decir 25°C o 77°F, con estos valores se calcula k_d utilizando la ecuación (18) de (Budynas & Nisbett, 2008).

$$k_d = 0.975 + 0.432(10^{-3})T_F - 0.0115(10^{-5})T_F^2 + 0.104(10^{-8})T_F^3 - 0.595(10^{-12})T_F^4 \quad (18)$$

$$k_d = 1.0018$$

Factor de confiabilidad k_e

Se utilizó el mismo valor de confiabilidad que se empleó en el diseño del mecanismo de transmisión de potencia que es de 90%. Este valor para el diseño del eje rotatorio se obtuvo de la tabla (6-5) de (Budynas & Nisbett, 2008).

$$k_e = 0.897$$

Factor de efectos varios k_f

El factor k_f toma en cuenta efectos como la corrosión, recubrimiento electrolítico, metalizado por aspersion, frecuencia cíclica, corrosión por frotamiento. Estos efectos no serán tomados en cuenta en el diseño del prototipo

de prótesis pues se asume que trabajara en circunstancias óptimas para su funcionamiento como es el ambiente de oficina para el cual está destinada.

$$k_f = 1$$

Con todos los factores de modificación de la ecuación de Marín (15) se determinó entonces el valor del límite a la fatiga del material seleccionado.

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

$$S_e = (0.747)(1.055)(1)(1.0018)(0.897)(1)441 \text{ Mpa}$$

$$S_e = 312.309 \text{ Mpa}$$

Concentradores de esfuerzos

El punto más crítico del eje de rotación se encuentra como ya se mencionó en el hombro del rodamiento como se observa en la Figura 57. En donde la dimensión del redondeo presente, así como el diámetro del eje en donde asienta el rodamiento, se las determino por la propia geometría del rodamiento seleccionado empleando el catálogo correspondiente (SKF, 2006).

Para cuantificar la concentración de esfuerzos en un hombro se utilizó la ecuación de Neuber, (19) de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 288).

$$k_f = 1 + \frac{K_t - 1}{1 + \sqrt{a/r}} \quad (19)$$

Donde \sqrt{a} se define como la constante de Neuber, la misma que para el material utilizado con $S_{ut} = 882 \text{ Mpa} = 128 \text{ kPsi}$ se puede aproximar con el siguiente polinomio de tercer orden, ecuación (20).

$$\sqrt{a} = 0.245799 - 0.307794(10^{-2})S_{ut} + 0.150874(10^{-4})S_{ut}^2 - 0.266978(10^{-7})S_{ut}^3 \quad (20)$$

Reemplazando en valor de S_{ut} del material utilizado se obtuvo que:

$$\sqrt{a} = 0.044 \sqrt{pulg} = 0.2217 \sqrt{mm}$$

Las constantes de concentración de esfuerzos k_t necesarias en la ecuación de Neuber (19) se las obtiene de las figuras A-15-7, A-15-8, y A-15 de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 1008) para cada uno de los esfuerzos presentes en el eje.

Tomando en cuenta que $r = 0.6mm$, $D/d = 1.36$, $d = 12 mm$, $r/d = 0.05$.

Se obtiene entonces.

Para carga axial: $k_t = 2.2$

Para torsión: $k_{ts} = 1.7$

Para flexión: $k_t = 1.9$

De donde con la ecuación de Neuber (19) se tiene.

Para carga axial: $k_f = 1.932$

Para torsión: $k_{fs} = 1.544$

Para flexión: $k_{fa} = 1.699$

Una vez obtenidos los valores de los concentradores de esfuerzos se procedió con el cálculo del esfuerzo de von Mises de esfuerzos alternantes y medios empleando las ecuaciones (21) y (22) de (Budynas & Nisbett, 2008).

$$\sigma'_a = \left\{ \left[k_f \sigma_a + k_{fa} \frac{\sigma_{a(axial)}}{0.85} \right]^2 + 3 [k_{fs} \tau_a]^2 \right\}^{1/2} \quad (21)$$

$$\sigma'_m = \left\{ \left[k_f \sigma_m + k_{fa} \sigma_{m(axial)} \right]^2 + 3 [k_{fs} \tau_m]^2 \right\}^{1/2} \quad (22)$$

$$\sigma'_a = 240.00 \text{ Mpa}$$

$$\sigma'_m = 31.90 \text{ Mpa}$$

Una vez que se determinó los valores de las componentes alternantes y medios del esfuerzo de von Mises se calculó entonces el factor de seguridad utilizando el método de Goodman Modificado para la fatiga, ecuación (23) (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 298).

$$\frac{\sigma'_a}{S_e} + \frac{\sigma'_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n} \quad (23)$$

Obteniendo un factor de seguridad a la fatiga.

$$n = 1.24$$

También se calculó el factor de seguridad de fluencia al primer ciclo utilizando el método de la fluencia estática de Langer descrito por la ecuación (24) de (Budynas & Nisbett, 2008, pág. 298).

$$n_y = \frac{S_y}{\sigma'_a + \sigma'_m} \quad (24)$$

Reemplazando $S_y = 70kg = 686 \text{ Mpa}$ (Ivan Bohman C.A). Se obtiene:

$$n_y = 2.52$$

Con los factores calculados se puede determinar que el diseño realizado en el eje y el material seleccionado cumplen con los requerimientos a cabalidad, además de que los métodos utilizados son conservadores de manera que se puede garantizar el funcionamiento de este elemento sometido a las cargas especificadas por el tiempo que se ha estimado que es de 3 años como mínimo.

- **Diseño CAD**

El eje de rotación en donde se alojan los elementos para permitir el movimiento de pronosupinación en la muñeca se muestra en la Figura 58.

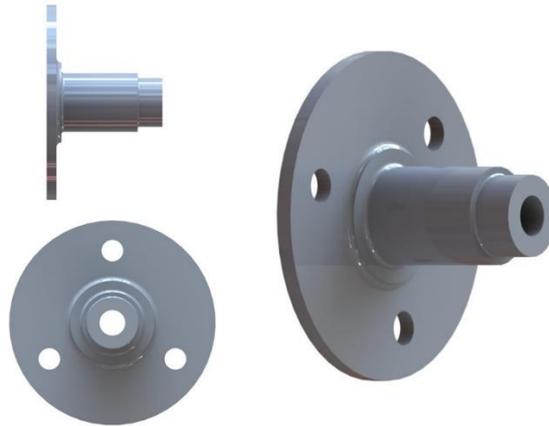


Figura 58. Diseño CAD del eje de rotación

3.4.2.4 Rodamiento

- **Cálculos**

En el apartado anterior se eligió un rodamiento rígido de bolas con obturaciones por sus adecuadas prestaciones, a continuación, se verificará si cumple con los requerimientos de vida útil y calculará el factor de seguridad. Para esto se toma como referencia el catálogo de SKF.

El rodamiento elegido es el 62201 – 2RS1 que tiene las siguientes capacidades de carga según (SKF, 2006, p. 328).

$$C = 6.89 \text{ kN}$$

$$C_0 = 3.1 \text{ kN}$$

Como primer paso se identifican las fuerzas axial y radial que actúan sobre el rodamiento, que como según el apartado anterior son:

$$Fr = 19kg = 0.186 \text{ kN}$$

$$Fa = 25 \text{ kg} = 0.245 \text{ kN}$$

Con estas fuerzas se procede a calcular la carga estática y dinámica equivalentes.

Carga dinámica equivalente

Según el catálogo general de (SKF, 2006, p. 299) la carga dinámica equivalente para un rodamiento rígido de bolas está dado por:

$$P = XFr + YFa \text{ cuando } \frac{Fa}{Fr} > e$$

Tanto el factor e, como el factor Y depende de la relación $f_0 Fa/C_0$, donde f_0 es un factor de calculo que obtenido de las tablas de productos (SKF, 2006, p. 329)

$$f_0 = 12$$

De la tabla 5 de (SKF, 2006, p. 299) se obtienen los valores de X,Y y e a partir de la relación $f_0 Fa/C_0 = 12 \cdot 0.245/3.1 = 0.948$. Entonces:

$$e = 0,28$$

$$X = 0,56$$

$$Y = 1,55$$

De donde se obtiene la carga dinámica equivalente:

$$P = 0,56 (0,186) + 1,55 (0,245)$$

$$P = 0,48 \text{ kN}$$

Carga estática equivalente

Según el catálogo general de (SKF, 2006, p. 300) la carga estática equivalente para un rodamiento rígido de bolas está dado por:

$$P_0 = 0.6 Fr + 0.5 Fa$$

$$P_0 = 0.234 \text{ kN}$$

Factor de seguridad dinámico

$$S = \frac{C}{P} = \frac{6,89}{0,48}$$

$$S = 14,35$$

Factor de seguridad estático

$$S = \frac{C_0}{P_0} = \frac{3,1}{0,234}$$

$$S = 13,24$$

Vida Nominal

El cálculo de vida nominal también se basa en el catálogo general de (SKF, 2006, p. 52), en donde la vida nominal está dada por:

$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^p = \left(\frac{6,89}{0,48}\right)^3$$

$$L_{10} = 2957,56 \text{ millones de revoluciones}$$

De donde se calcula la vida nominal en horas con la fórmula:

$$L_{10h} = \frac{10^6}{60 \cdot n} \times L_{10} = \frac{10^6}{60 \times 16} \times 2957,56$$

$$L_{10h} = 3,08 \times 10^6$$

- **Diseño CAD**

El modelo CAD del rodamiento se muestra en la Figura 59.



Figura 59. Modelo CAD del rodamiento

3.4.2.5 Soporte

- **Cálculos**

El rodamiento que se ha seleccionado permite la rotación del eje de rotación dentro de la palma del prototipo de prótesis, para facilitar tanto el ensamblaje como la fabricación de los componentes se ha realizado un soporte capaz de unir la parte exterior del rodamiento con la palma del prototipo.

El soporte diseñado soporta únicamente la carga axial pues la flexión es soportada estrictamente por el eje, mientras que la torsión es absorbida por completo por el rodamiento.

Las dimensiones con las que se diseña el soporte vienen dadas por el espacio disponible dentro de la palma para el acople del rodamiento y las dimensiones propias del rodamiento. El soporte puede observarse en la Figura 60.

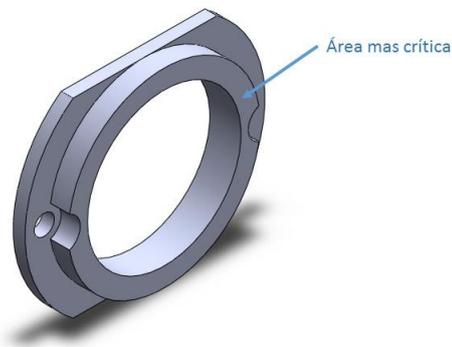


Figura 60. Soporte de rodamiento.

Se empezó por determinar el área en la sección transversal más crítica, es decir la menos área presente en el soporte. Siendo esta:

$$A = \frac{\pi}{4}(D^2 - d^2)$$

$$A = 453.38 \text{ mm}^2$$

El esfuerzo generado en la sección transversal del soporte es calculado utilizando la ecuación (13) de esfuerzo a tensión.

$$\sigma_{axial} = \frac{F}{\frac{\pi}{4}(D^2 - d^2)}$$

$$\sigma_{axial} = 0.54 \text{ Mpa}$$

El soporte para el rodamiento se decidió que será una pieza impresa en la prototipadora de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE, utilizando ABS, material propio de la protipadora. La máquina es una Stratasys dimension bst1200es. El material tiene una resistencia según, (Stratasys, 2009) de 43Mpa, más que suficiente para soportar la carga en la pieza diseñada.

- **Diseño CAD**

El soporte diseñado para el apriete del aro exterior del rodamiento se observa en la Figura 61.



Figura 61. Diseño CAD del soporte de rodamiento

3.5 Módulo 3 Fuente de energía

3.5.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño

3.5.1.1 Batería

Presentación de alternativas

En las tablas Tabla 48 y Tabla 49 se presentan dos alternativas de batería para lograr la alimentación eléctrica de los módulos y subsistemas que la requieren dentro del prototipo de prótesis.

- Batería de Li-Ion

Tabla 48.

Características de la Batería Li-Ion.

Alternativa A	
Tasa de descarga	Baja
Densidad energética	Media
Robustez ante Cortocircuitos	Alta

- Batería de Li-Po

Tabla 49.

Características de la Batería Li-Po.

Alternativa B	
Tasa de descarga	Alta
Densidad energética	Media
Robustez ante Cortocircuitos	Baja

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de batería para la alimentación eléctrica de los subsistemas del prototipo de prótesis que lo necesitan, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 50.

Ponderación de características de las baterías.

Criterio	T. Descarga	Dens. Energética	Robustez	$\Sigma+1$	pondera
T. Descarga		0.5	1	2.5	0.42
Dens. Energética	0.5		1	2.5	0.42
Robustez	0	0		1	0.17
			suma	6	1

Tabla 51.

Evaluación del criterio Tasa de descarga.

T. Descarga	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	1

Tabla 52.

Evaluación del criterio Densidad energética.

Dens. Energética	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	1.5	0.50
Alternativa B	0.5		1.5	0.50
		suma	3	1

Tabla 53.

Evaluación del criterio Robustez.

Robustez	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es la batería de Litio-Polímero (LiPo) como indica la Tabla 54.

Tabla 54.
Conclusiones de selección del tipo de batería.

Opción	T. Descarga	Dens. Energética	Robustez	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.14	0.21	0.11	0.46	2
Alternativa B	0.28	0.21	0.06	0.54	1
			suma	1.00	

3.5.1.2 Indicador de carga

El indicador de carga es una especificación de las prótesis del tipo mioeléctrico, así lo indica la norma (NTE INEN-ISO 22523, 2014). Siendo la batería que utiliza el prototipo de prótesis una batería de LiPo se tiene entonces definido que el indicador de carga es un indicador para baterías de LiPo necesariamente.

3.5.1.3 Cargador

El cargador de la batería de igual manera que el indicador de carga se ve definido netamente por el tipo de batería seleccionada. El cargador tiene variantes que depende del número de celdas que para el prototipo es una batería de 2 celdas pues los elementos de potencia como son los actuadores funcionan a un voltaje de alimentación de 6 voltios. De esta manera queda entonces definido el cargador de baterías de LiPo de 2 celdas.

3.5.2. Diseño de detalle

3.5.2.1 Batería

Para el prototipo se utilizará una batería Li-po de 2 celdas con un voltaje de 7.4 V, este voltaje es el adecuado para el prototipo ya que pasara a través de un conversor DC-DC obteniendo un voltaje de salida de 6 V que es con el que trabajan los elementos del dispositivo.

El dimensionamiento de la capacidad de la batería se lo realizara en la etapa de implementación, identificando la corriente real de operación del prototipo bajo diferentes condiciones. Esto con el fin de asegurar una durabilidad adecuada. Se postergó este cálculo ya que, en base a la experiencia dimensionando con la corriente real de operación se evita un sobredimensionamiento en la batería.

3.5.2.2 Indicador de carga

El indicador de carga está definido por la batería. Por lo que se utilizara un indicador de carga diseñado para baterías LiPo de 2 celdas.

3.5.2.3 Cargador

Al igual que el indicador de carga el cargador se ve definido por el tipo de batería. De igual manera se tiene un cargador de baterías LiPo de 2 celdas.

3.6 Módulo 4 Interfaz EMG

3.6.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño

3.6.1.1 Sensor mioeléctrico

Presentación de alternativas

En la Tabla 55 y Tabla 56 se presentan dos alternativas para sensar de la señal mioeléctrica en el usuario para lograr de esta manera el control del prototipo de prótesis.

- Electrodo y acondicionamiento de señales

Tabla 55.

Características de los Electrodo.

Alternativa A	
Costo	Bajo
Robustez	Medio
Durabilidad	Bajo
Facilidad de procesamiento	Medio

- Banda MYO

Tabla 56.

Características de la Banda mioeléctrica MYO.

Alternativa B	
Costo	Alto
Robustez	Alto
Durabilidad	Alto
Facilidad de procesamiento	Medio

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de sentido de la señal mioeléctrica para el control del prototipo de prótesis, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 57.

Ponderación de características de los sensores.

Criterio	Costo	Robustez	Durabilidad	Fac. Procesamiento	$\Sigma+1$	pondera
Costo		0.5	1	1	3.5	0.35
Robustez	0.5		1	1	3.5	0.35
Durabilidad	0	0		1	2	0.2
Fac. Procesamiento	0	0	0		1	0.1
				suma	10	1

Tabla 58.

Evaluación del criterio Costo.

Costo	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	0

Tabla 59.

Evaluación del criterio Robustez.

Robustez	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	0

Tabla 60.

Evaluación del criterio Durabilidad.

Durabilidad	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	0

Tabla 61.**Evaluación del criterio Facilidad de procesamiento.**

Fac. Procesamiento	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	1.5	0.50
Alternativa B	0.5		1.5	0.50
		suma	3	0

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el sensor comercial MYO como indica la

Tabla 62.

Tabla 62.**Conclusiones de selección del sensor.**

Opción	Costo	Robustez	Durabilidad	Fac. Procesamiento	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.23	0.12	0.07	0.05	0.47	2
Alternativa B	0.12	0.23	0.13	0.05	0.53	1
				suma	1.00	

3.6.1.2 Comunicación

El sensor mioeléctrico debe estar ubicado en el antebrazo pues esa es la ubicación más propicia para la banda mioeléctrica MYO. La comunicación entre el sensor y el microcontrolador ubicado dentro de la palma del prototipo de prótesis debe realizarle vía bluetooth pues así lo requiere el sensor determinado. El bluetooth compatible con el sensor es un bluetooth de baja energía (BLE) el mismo que comercialmente no presenta complicaciones para adquirirse en Ecuador.

3.6.2. Diseño de detalle

3.6.2.1 Sensor mioeléctrico

El sensor mioeléctrico ha sido determinado utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados.

“El brazalete Myo es un dispositivo de control de movimientos y control de movimiento que te permite tomar el control de tu teléfono, computadora y mucho más, sin tocar.” (Thalmic Lab, 2013)

- **Diseño CAD**

La Figura 62 muestra el diseño CAD de la banda mioeléctrica MYO. El diseño ha sido obtenido de la página web del proveedor. (Thalmic Lab, 2013)



Figura 62. Banda mioeléctrica MYO ®

3.6.2.2 Comunicación MYO - BLE

La comunicación utilizando el sensor mioeléctrico MYO tiene que realizarse obligatoriamente con un Bluetooth de baja energía BLE. Para lo cual se determinó utilizar el modulo bluetooth HM-10, el mismo que utiliza el controlador de Texas Instruments. TI CC2541 (JNHuaMao, 2014)

- **Diseño CAD**

El diseño CAD del prototipo de prótesis ha sido detallado incluyendo a las partes electrónicas, el modulo bluetooth se muestra en la Figura 63.

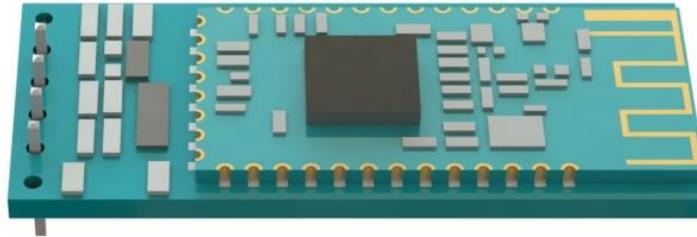


Figura 63. Diseño CAD del dispositivo BLE

3.7 Módulo 5 Control

3.7.1. Presentación y selección de alternativas para el diseño

3.7.1.1 Microcontrolador

Presentación de alternativas

En la Tabla 63 y Tabla 64 se presentan dos alternativas de microcontrolador para lograr el control de los módulos y subsistemas que lo requieren dentro del prototipo de prótesis.

El microcontrolador es también el encargado de la interpretación de las señales adquiridas a través del bluetooth que comunica al sensor.

- Pololu Astar 32u4

Tabla 63.

Características del microcontrolador Pololu.

Alternativa A	
Tamaño	Pequeño
Procesamiento	Medio
Costo	Medio

- Arduino Nano

Tabla 64.

Características del microcontrolador Arduino.

Alternativa B	
Tamaño	Mediano
Procesamiento	Medio
Costo	Bajo

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Se ponderó los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de microcontrolador del prototipo de prótesis, obteniendo entonces las siguientes tablas.

Tabla 65.

Ponderación de características del microcontrolador.

Criterio	Tamaño	Procesamiento	Costo	$\Sigma+1$	pondera
Tamaño		1	1	3	0.50
Procesamiento	0		0.5	1.5	0.25
Costo	0	0.5		1.5	0.25
			suma	6	1

Tabla 66.**Evaluación del criterio Tamaño.**

Tamaño	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		1	2	0.67
Alternativa B	0		1	0.33
		suma	3	1

Tabla 67.**Evaluación del criterio Procesamiento.**

Procesamiento	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0.5	1.5	0.50
Alternativa B	0.5		1.5	0.50
		suma	3	1

Tabla 68.**Evaluación del criterio Costo.**

Costo	Alternativa A	Alternativa B	$\Sigma+1$	pondera
Alternativa A		0	1	0.33
Alternativa B	1		2	0.67
		suma	3	1

Selección por el método ordinal corregido de criterios ponderados y resultados

Luego de ponderar cada una de las características de cada una de las alternativas de solución utilizando el método ordinal corregido de criterios ponderados, se determinó entonces la prioridad respectiva de las mismas. La mejor de las opciones utilizando el método es el microprocesador Pololu Astar 32u4 como indica la Tabla 69.

Tabla 69.**Conclusiones de selección del microcontrolador.**

Opción	Tamaño	Procesamiento	Costo	Σ	Prioridad
Alternativa A	0.33	0.13	0.08	0.54	1
Alternativa B	0.17	0.13	0.17	0.46	2
			suma	1.00	

3.7.1.2 PCB dedicada

Una vez que se determinó los elementos que son parte tanto del sensamiento de la señal, como de la parte de control del prototipo de prótesis se diseñó una PCB que tiene como función la integración del microcontrolador con el bluetooth y los actuadores.

La PCB que se diseñó también tiene como función la separación de la parte de potencia con la parte lógica de control. Por el espacio del cual se dispone dentro de la palma del prototipo se decidió realizar la PCB a doble capa reduciendo así de manera significativa el tamaño de la misma.

3.7.2. Diseño de detalle

3.7.2.1 Microcontrolador

- **Cálculos**

La característica que determinó la selección del microcontrolador fue principalmente el tamaño de la tarjeta. La placa pololu A-star 32u4 tenía también que cumplir con el número necesario de salidas y entradas digitales mínimas que son 9 para poder controlar el prototipo de prótesis diseñado.

- **Diseño CAD**

En la Figura 64 se muestra el diseño CAD de la placa pololu A-star 32u4.

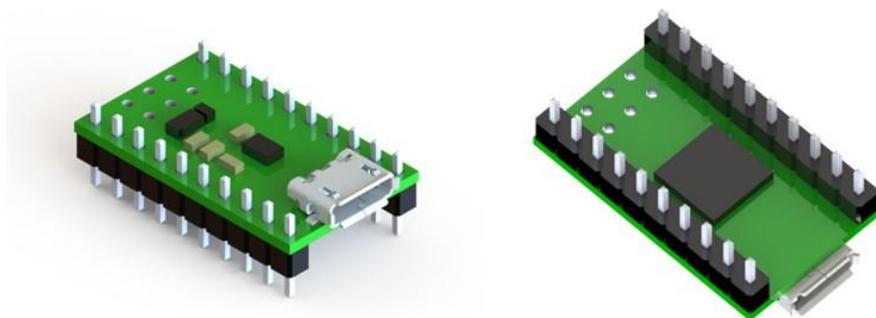


Figura 64. Diseño CAD de la placa pololu A-star 32u4 ®

3.7.2.2 PCB dedicada

- **Cálculos**

El diseño de la PCB se basó principalmente en el espacio físico disponible por lo que para optimizar el espacio será construida a doble capa. La PCB debe permitir la correcta interconexión de todos los dispositivos que conforman la prótesis, y es construida para satisfacer los requerimientos específicos de este proyecto de aquí el nombre de PCB dedicada.

Se empieza por seleccionar el puente H, elemento que permite realizar el cambio de giro del motor. Debido a las restricciones de espacio se eligió el LD293D de montaje superficial, y se verifico que cumple con las características de operación del motor.

Posteriormente se calcula la corriente máxima que circulara por las pistas, este valor se obtiene en base a las corrientes máximas obtenidas de las hojas de datos de los actuadores, como se observa en la

Tabla 70.

Corriente de actuadores.

#	Actuador	Corriente Max [mA]	Total elementos [mA]
5	Motor Firgelli	550	2750
1	Micromotor pololu	1600	1600
CORRIENTE MAX PCB:			4350

La corriente total se aproximó a 4.5 amperios para tener un valor de seguridad y se procedió a calcular el ancho de pista en base a la norma ANSI-IPC 2221 del IPC (Association connecting electronics industries). Se calcula mediante la siguiente formula:

$$a = \frac{[I/K1 \times \Delta T^{K2}]^{1/K3}}{L \times 1,378}$$

En donde,

a es el ancho de la pista en mils.

I es la corriente máxima.

$K1, K2, K3$ son constantes definidas por la norma.

ΔT incremento de temperatura máximo.

Se toma los valores de las constantes para pistas externas, de donde se tiene:

$$K1 = 0,0647, K2 = 0,4281 \text{ y } K3 = 0,6732$$

Se impone un incremento de temperatura máximo de 30 °C y el valor de $L=1$ que viene dado por el grosor de la pista que es de 1 onza por pie cuadrado. Entonces.

$$a = \frac{[4.5/0,0647 \times 30^{0,4281}]^{1/0,6732}}{1 \times 1,378}$$

$$a = 45,5 \text{ mils}$$

Es importante aclarar que este valor deberá ser el ancho de pista para las pistas principales de alimentación que es por donde circulara la corriente máxima, pistas secundarias pueden tener un ancho menor.

- **Diseño CAD**

La placa diseñada se muestra en la Figura 65.

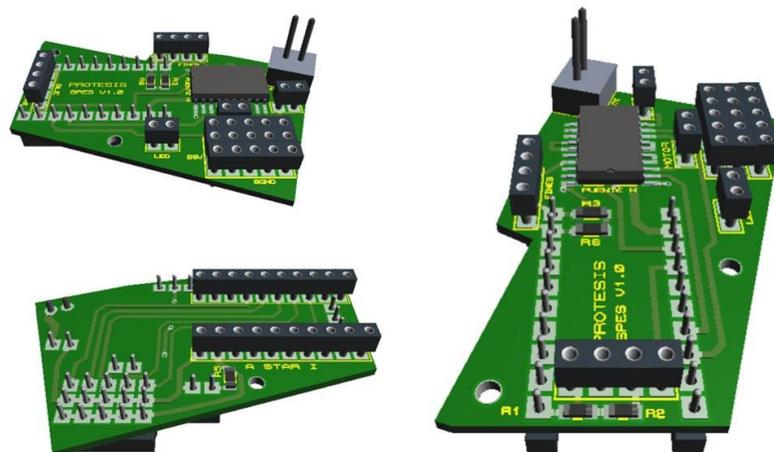


Figura 65. Modelo CAD del PCB

3.8 Diseño CAD del conjunto

Finalizado todo el diseño es recomendable y de gran utilidad, realizar el diseño CAD del conjunto. En donde se verifica que cada uno de los elementos del prototipo se puedan ensamblar correctamente y que se cumplan los movimientos requeridos sin ninguna interferencia. En la Figura 66 se observa el conjunto con todas sus partes ensambladas.



Figura 66. CAD del conjunto

Como resultado del proceso de diseño se obtiene un prototipo que cumplirá con las características técnicas que se observan en la Tabla 71.

Tabla 71.
Características técnicas del prototipo.

N°	Características técnicas.	Unidades
1	Torque en la muñeca.	15 kg-cm.
2	Grados de libertad	6 G.D.L.
3	Fuerza axial	25 kg.
4	Control EMG.	Gestual.
6	Peso	434 g.
7	Material	ABS, Acero 4140.
8	Duración de la batería.	4 horas

3.9 Resumen

El capítulo trata todo lo relacionado sobre la metodología y el diseño del prototipo. En donde se empieza por realizar la identificación de las necesidades del usuario, con las cuales se definen las especificaciones técnicas del prototipo para cada una de las necesidades. Luego, mediante el despliegue de la función de la calidad se obtiene la importancia de cada una de las especificaciones en función de las necesidades del cliente y se procede con la planificación del diseño. Se planifico el diseño mediante una estructura modular obteniendo los siguientes 5 módulos: estructura, muñeca, fuente de energía, interfaz EMG y control. Finalmente, se procedió con la selección de las mejores alternativas para el diseño y el diseño de detalle, para cada uno de los subsistemas que conforman los módulos.

CAPÍTULO 4

Construcción e implementación.

En el presente capítulo se detalla el proceso de fabricación, implementación y ensamble de los diferentes elementos mecánicos, eléctricos y electrónicos de cada uno de los módulos del prototipo de prótesis mioeléctrica. Se realizan también las pruebas con el usuario, para finalmente describir los resultados obtenidos del presente proyecto.

Para que sea más claro el proceso de construcción se presenta el organigrama de

Figura 67. En donde se observa como está estructurado cada uno de los módulos del prototipo.



Figura 67. Organigrama de construcción.

4.1 Construcción e implementación de la estructura

4.1.1. Mecanismo de los dedos

- **Impresión 3D**

Todas las partes que constituyen cada uno de los dedos han sido impresos excepto los pasadores, elementos que permiten la unión de los eslabones. Las partes han sido construidas utilizando las bondades de la impresión 3D, la impresión se realizó utilizando el material P400 ABS, en la prototipadora Sratasys® Dimension bst1200es del laboratorio de Maquinas Herramientas de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE. Todos los dedos y sus partes aun sin ensamblar se pueden observar en la Figura 68.

Cabe mencionar que los elementos de transmisión de movimiento por ser más pequeños y soportar mayores cargas han sido impresos con un relleno solido (100%) mientras que los elementos que conforman las falanges se han impreso utilizando un relleno hueco de alta densidad (50%). Esto se lo hace con el fin de disminuir el peso del prototipo y reducir el tiempo de fabricación.

Todos los elementos impresos en la prototipadora Sratasys® tiene una resolución de 0.254mm de capa.

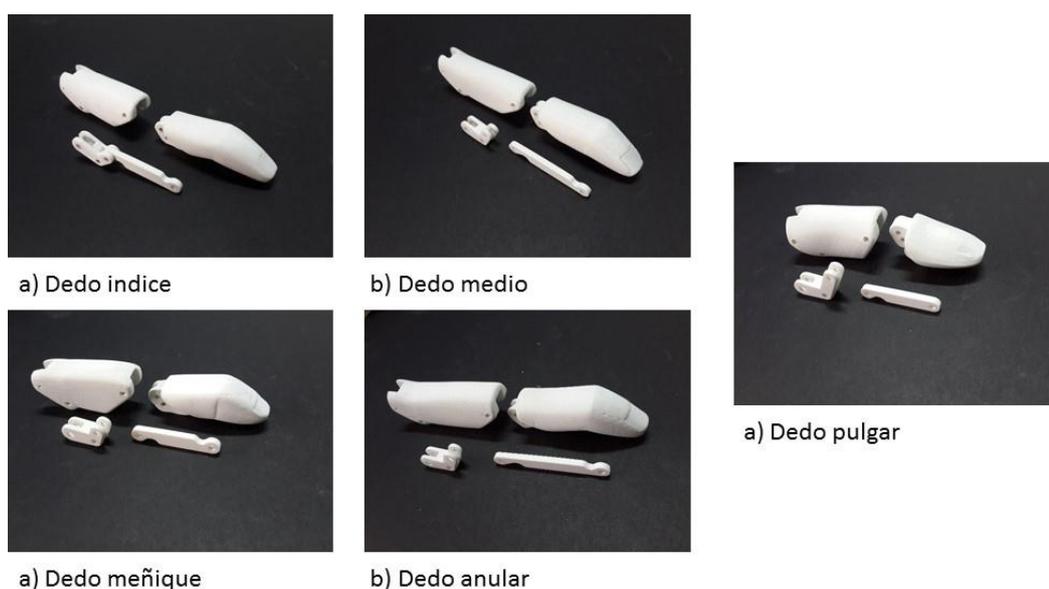


Figura 68. Partes impresas de cada uno de los dedos.

- **Fabricación de pasadores**

Los pasadores al ser diseñados con diámetros pequeños se tomó la decisión de fabricarlos empleando brocas de titanio, así la única dimensión con la que se trabaja en la construcción es la longitud de los mismos.

- **Ensamble de los dedos**

Cada uno de los dedos son ensamblados utilizando las piezas impresas y los pasadores respectivos, dejando libres únicamente los agujeros que en lo posterior serán el acople a la palma (articulación MCF) y el acople a actuador.

4.1.2. Construcción de la palma

- **Impresión 3D**

De igual manera que los dedos la palma se ha impreso utilizando la prototipadora Stratasys® de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, utilizando para el caso un relleno hueco de alta densidad (50%) para disminuir en lo posible el peso del prototipo. La Figura 69 muestra la impresión terminada en la máquina.

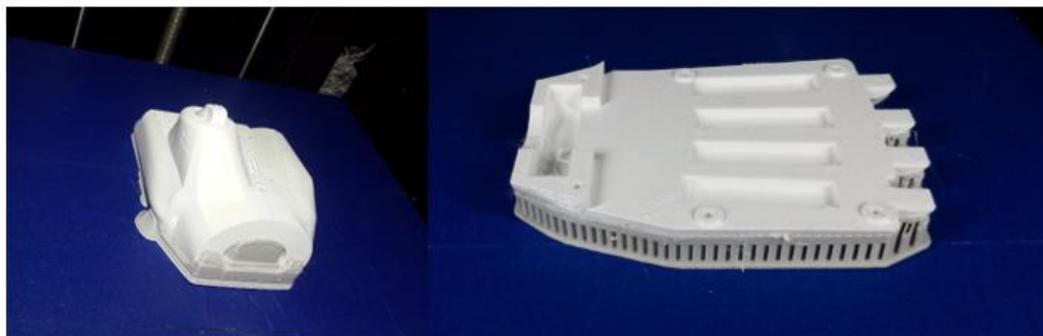


Figura 69. Impresión terminada de la palma.

Se diseñó la palma de tal forma que permita el ensamble de los componentes desde la vista dorsal de la misma. Esta es la razón por la cual se diseñó además una tapa que cubra la parte dorsal de la palma. La Figura 70 muestra algunas vistas de la palma así como también la tapa de la palma.

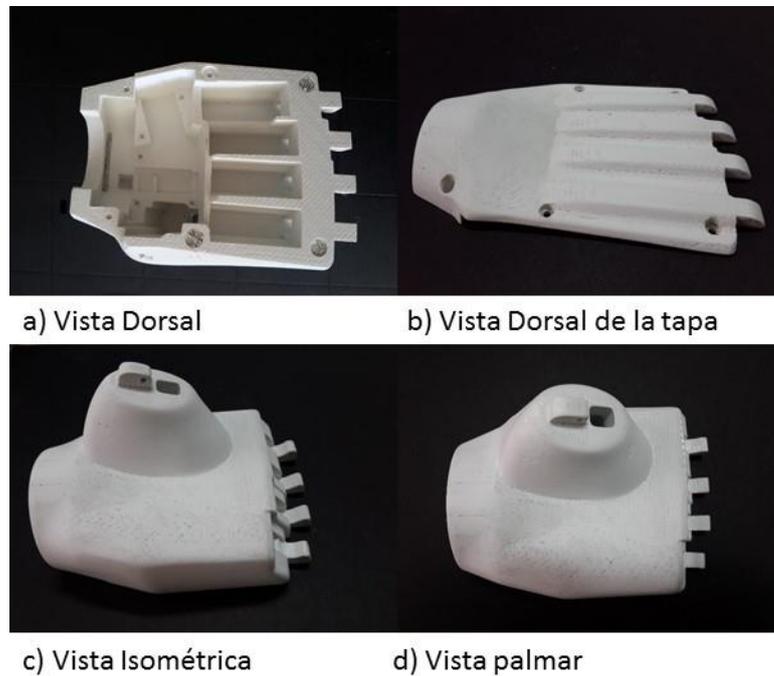


Figura 70. Vistas de la palma impresa.

4.1.3. Implementación de servo motores

Los actuadores encargados del movimiento de los dedos son ensamblados en la palma desde la vista dorsal. La fijación del motor del dedo pulgar se la realiza empleando un tornillo autorroscante, mientras que el resto de motores se fijan a la palma únicamente por apriete. La Figura 71 muestra la palma con los motores ya implementados y los dedos ya ensamblados.

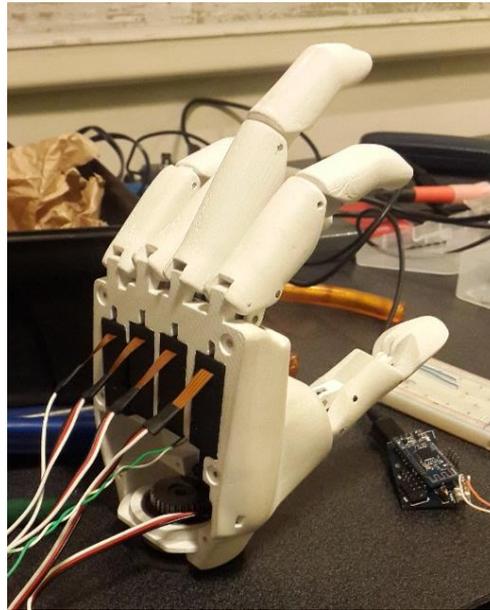
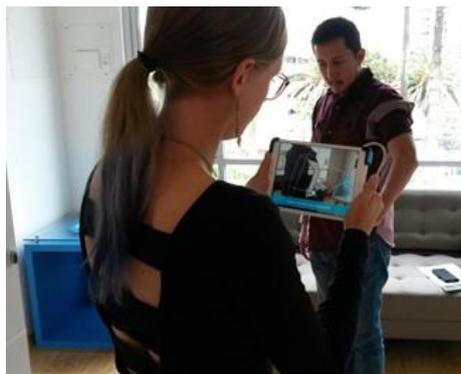


Figura 71. Servo-motores implementados

4.1.4. Construcción del socket de sujeción.

El diseño y construcción del socket de sujeción para el prototipo de prótesis se realizó junto profesionales en el área. La fundación Range of Motion Project (ROMP) fue la encargada de realizar un escaneo 3D del miembro restante del usuario. Como se observa en la figura Figura 72.



a) Scan del miembro restante



b) Scan del miembro con la banda MYO

Figura 72. Construcción del socket.

Después de realizado el escáner del miembro restante del usuario y tomando en cuenta las recomendaciones de los especialistas. Se procedió al

diseño y la fabricación del socket de pruebas a la medida del usuario mediante impresión 3D. En la Figura 73 se puede observar el socket finalizado.



Figura 73. Socket de pruebas.

4.2 Construcción e implementación del sistema de muñeca

4.2.1. Implementación del actuador

- **Impresión 3D**

El micromotor encargado de entregar la potencia al tren de engranajes para lograr el movimiento de pronosupinación debe ser fijado a la palma. Para esto se diseñó un soporte que permita la fijación. Dicho soporte permite la fijación tanto rotacional como axial del micromotor en el interior de la palma del prototipo.

El soporte para la fijación el micromotor se muestra en la Figura 74.



Figura 74. Soporte de Micromotor

4.2.2. Construcción del eje de rotación de muñeca

- **Torneado**

La fabricación del eje de rotación empezó con el torneado del tocho de material. Se realizó las operaciones de refrentado y cilindrado. Las operaciones de torneado fueron realizadas utilizando el torno Harrison del Laboratorio de Maquinas Herramientas de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE como se observa en la Figura 75.



Figura 75. Operaciones de Torneado

- **Fresado**

Esta operación se realiza con el objetivo de preparar la pieza para realizar el siguiente proceso, ya que es necesario realizar ranuras para que la pieza tenga una adecuada sujeción.

- **Maquinado CNC**

Puesto que las dimensiones del eje donde se alojan tanto el engranaje como el rodamiento deben tener una muy buena precisión se decidió realizar el acabado de la pieza en el centro de mecanizado FADAL® del mismo laboratorio. La Figura 76 muestra el mecanizado CNC que se realizó en el eje.

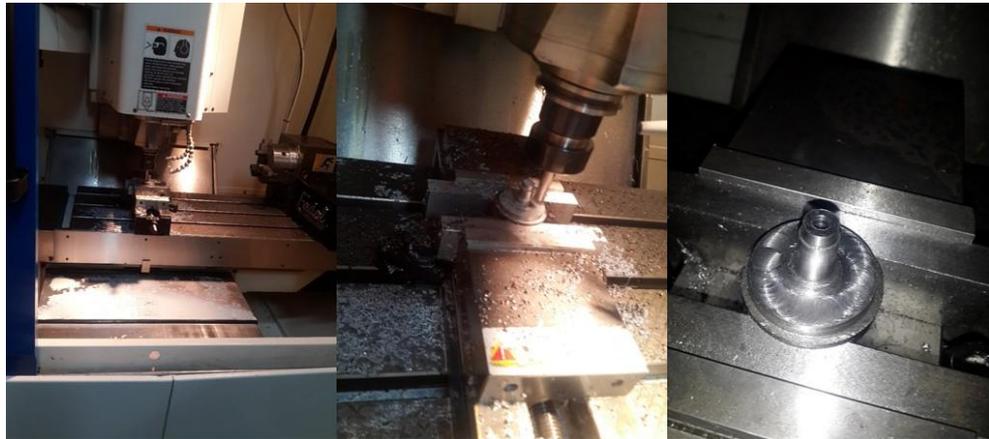


Figura 76. Maquinado CNC

- **Machueleado**

El diseño del eje de rotación tiene como objetivo el acople al socket de sujeción del prototipo de prótesis razón por la cual consta de 3 agujeros roscados. La rosca que se ha definido es una M5x0.8.

En la Figura 77 se observa el eje de rotación después de pasar por todos los procesos descritos.



Figura 77. Eje de rotación de la muñeca

4.2.3. Implementación del Rodamiento

- **Prensa**

El rodamiento fue ensamblado en el eje de rotación con la ayuda de una prensa hidráulica del mismo laboratorio de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE. El rodamiento cuenta con un apriete que permite la fijación torsional y axial del rodamiento al Eje.

La Figura 78 muestra el proceso mediante el cual se realizó el ensamble del rodamiento.



Figura 78. Ensamble de rodamiento con prensa hidráulica.

4.2.4. Construcción e implementación del sistema de transmisión

- **Torneado**

El material para la fabricación de los engranajes tiene un diámetro en bruto mayor al necesario para la fabricación del engranaje y del piñón. Se realizó entonces en el torno las operaciones de refrentado, cilindrado y taladrado. Esto con el objetivo de preparar el material para el posterior tallado de los dientes.

En la Figura 79 se observa el cilindrado realizado previo al tallado de los dientes del engranaje.



Figura 79. Cilindrado del material para engranajes.

- **Fresado**

El tallado de los dientes del piñón y el engranaje se lo realiza en la fresadora vertical del mismo laboratorio. Se utilizó el módulo 0.75 con un perfil para 26 a 34 dientes en el caso del engranaje y un módulo 0.75 con un perfil para 14 a 16 dientes en el caso del piñón.

La Figura 80 muestra el proceso de tallado de los dientes del engranaje utilizando la fresadora vertical.



Figura 80. Tallado de los dientes del engranaje.

- **Corte**

Una vez tallados los dientes del engranaje y el piñón, se procedió a cortar el material en exceso. Este proceso se lo realizó en el mismo torno Harrison.

- **Prensa**

De igual manera que el rodamiento el engranaje se debe ensamblar en el eje con la ayuda de la prensa hidráulica puesto que estos elementos también se ven fijados por un apriete.

En la Figura 81, se observan el piñón y el engranaje después de los procesos indicados.



Figura 81. Engranaje y piñon construidos.

Es importante mencionar que los únicos elementos de acero en el prototipo de prótesis son los que conforman el sistema de transmisión de potencia y el eje de rotación de muñeca que soporta directamente las cargas de flexión y torsión para las cuales se diseñó el prototipo. Todos estos elementos una vez fabricados se los puede observar en la Figura 82.



Figura 82. Elementos de acero en la transmisión de potencia.

4.2.5. Construcción e implementación del soporte del rodamiento

- **Impresión 3D**

El soporte que permite la fijación del anillo exterior del rodamiento con el interior de la palma del prototipo de prótesis fue también impreso en la prototipadora del mismo laboratorio con el mismo material que el resto de partes

impresas. El ensamble al rodamiento se lo realiza con calor ya que cuenta con un apriete.

La Figura 83 muestra el soporte de fijación del rodamiento impreso.

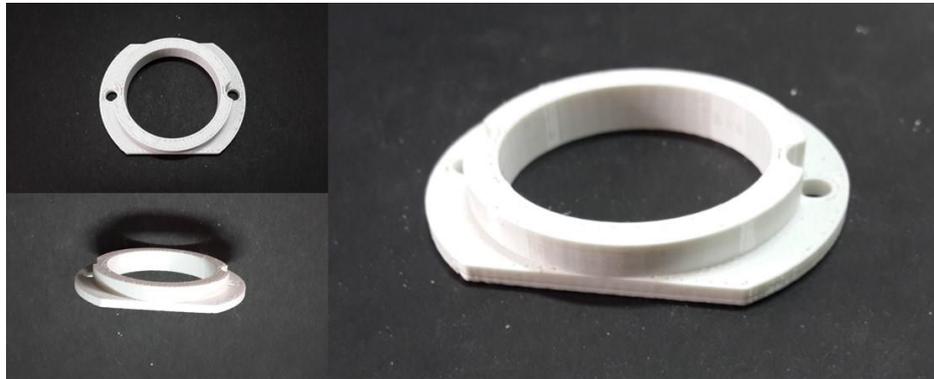


Figura 83. Soporte de fijación del rodamiento

4.3 Implementación de la Fuente de Energía

4.3.1. Batería

La implementación de la batería se la realizo tomando en cuenta principalmente las sugerencias del usuario. Siendo la posición más adecuada para sujetarla, el brazo. Dicha batería será sujeta al brazo utilizando un sistema que permite el acoplamiento de la misma con facilidad. Cabe mencionar que la batería conjuntamente con su circuito de protección y regulación de voltaje, así como también el indicador de carga se implementan en el mismo lugar.

4.3.2. Indicador de carga

El indicador seleccionado se implementa en conjunto con la batería. Esta decisión se la tomó debido a que todo el sistema de alimentación de energía para el prototipo de prótesis se mantiene sujeto al brazo del usuario y permite que la única conexión entre el brazo y el prototipo de prótesis sean el par de cables de alimentación.

4.3.3. Cargador

El cargador de baterías LiPo no es un elemento que forma parte del prototipo, siendo un elemento externo. Para realizar la carga la batería debe ser extraída del prototipo y colocada en el cargador, asegurando, así el correcto funcionamiento del mismo y la seguridad del usuario al momento de la carga.

4.4 Implementación de la Interfaz EMG

4.4.1. Sensor mioeléctrico

La banda mioeléctrica MYO® tiene que estar ubicada en el antebrazo del usuario, para poder realizar el adecuado reconocimiento de gestos. Dicha implementación es la razón principal por la cual el socket cuenta con el diseño mostrado en la Figura 72.

4.4.2. Comunicación

Para lograr la conexión de la banda mioeléctrica con el microcontrolador es necesario utilizar el BLE HM-10.

El BLE se encuentra en el interior de la palma del prototipo de prótesis, el mismo que está soldado a la PCB para lograr las conexiones tanto de alimentación como de transmisión de datos hacia el microcontrolador y viceversa.

El BLE implementado en la PCB se observa en la Figura 84.

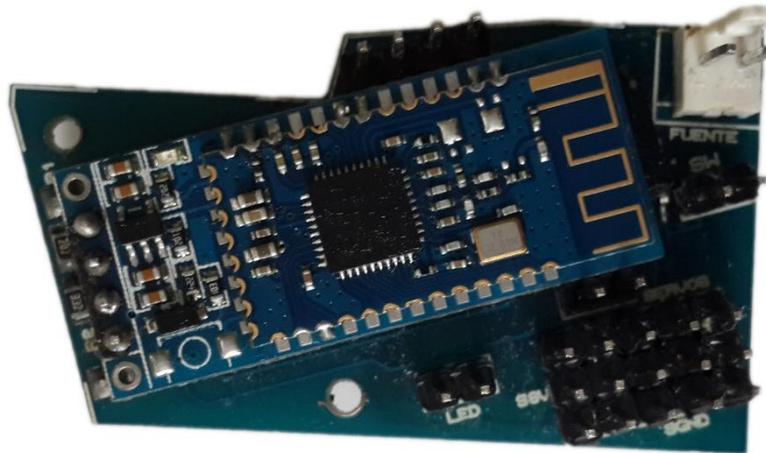


Figura 84. BLE implementado en la PCB

4.5 Construcción e implementación del módulo de Control

4.5.1. Microcontrolador

De igual forma que el BLE el microcontrolador Pololu® A-Star 32u4 micro se encuentra soldado en la PCB logrando la conexión de alimentación, transmisión de datos con el bluetooth y de los actuadores. La Figura 85 muestra al microcontrolador implementado en la PCB.

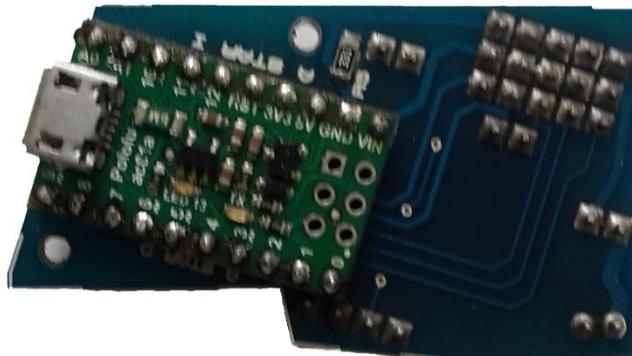


Figura 85. Microcontrolador implementado en la PCB

4.5.2. PCB Dedicada

El diseño se basó principalmente en el espacio disponible dentro de la palma del prototipo. Debido a la complejidad de la construcción de una PCB de doble capa se requirió de un fabricante externo para su fabricación. La PBC fabricada se muestra en la Figura 86. Debido a esto no se describen mayores detalles de la fabricación de la misma.

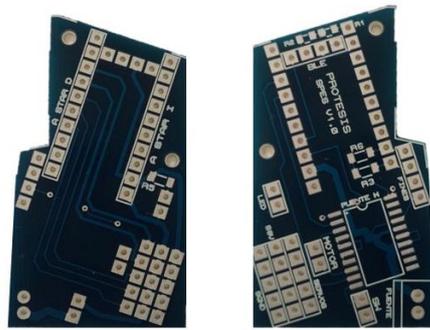


Figura 86. PCB fabricada

En la Figura 87 se observa el resultado final del prototipo construido.

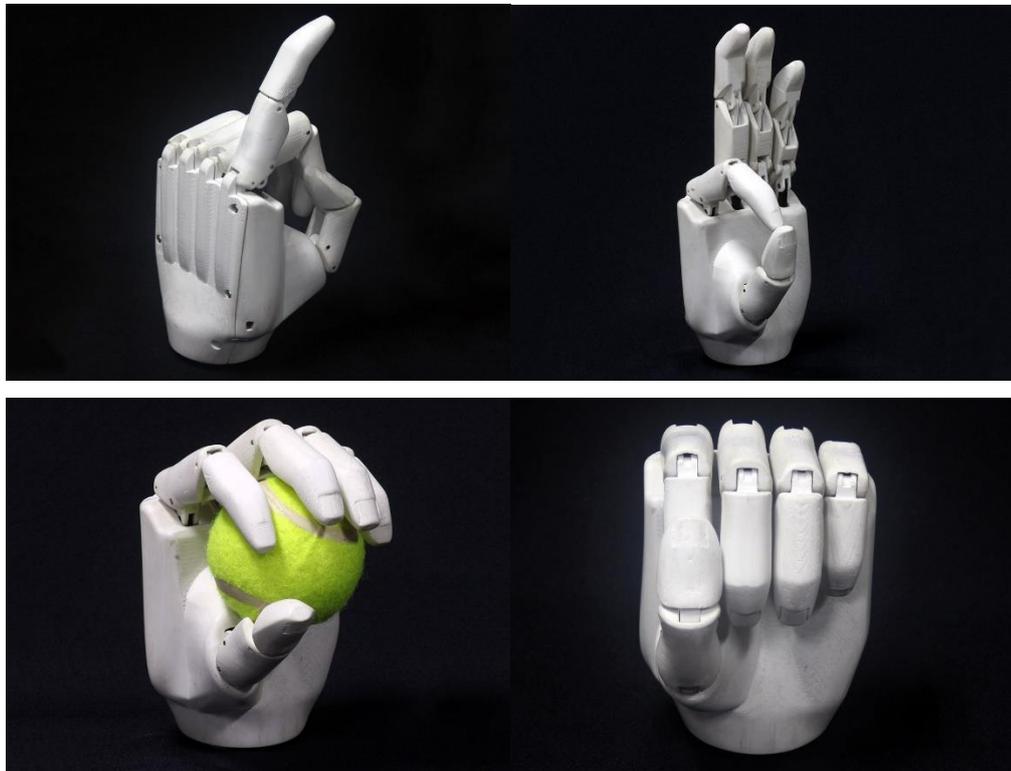


Figura 87. Prototipo final.

4.6 Resumen

En el capítulo se abarca todo lo referente a la fabricación, implementación y ensamble de cada uno de los elementos que conforman el prototipo. Se describe los procesos por cada uno de los subsistemas respetando la estructura modular planteada. Y se realizó una descripción de cómo se llevó a cabo cada uno de los procesos necesarios para la elaboración de las partes.

CAPÍTULO 5

Análisis de costos, pruebas y resultados

En el capítulo se realizará el análisis de costos del proyecto, con el fin de analizar el costo beneficio del mismo. También se describirá el proceso de realización de pruebas con el usuario y se presentaran los resultados de las mismas.

5.1 Análisis de costos

Para realizar el análisis de costos del prototipo se comparará el precio en Ecuador de una prótesis comercial, con similares características y funcionalidades que el prototipo desarrollado en este proyecto. Para obtener el costo total de una prótesis comercial se realizó el desglose por componentes como se observa en la Tabla 72.

Tabla 72.

Costos de prótesis comercial.

Componente	Valor unitario	Cantidad	Valor total
Mano mioeléctrica con movimiento de pronosupinación.	25.200	1	\$25.200
Socket de sujeción	2.400	1	\$2.400
Electrodos	225	2	\$450
Baterías	650	1	\$650
		TOTAL:	\$ 28.700

Tabla 73.
Costos de prototipo.

Componente	Valor unitario	Cantidad	Valor total
Mano mioeléctrica con movimiento de pronosupinación.	744,97	1	\$ 744,97
Socket de sujeción	180	1	\$ 180
Electrodos	350	1	\$ 350
Baterías	55	1	\$ 55
TOTAL:			\$ 1.329,97

Obtenidos los costos de los dos tipos de prótesis, se procede a realizar el análisis costo beneficio. Para ello, se relaciona el precio de la prótesis comercial obtenido en la Tabla 72 con el precio del prototipo desarrollado en este proyecto Tabla 73, como se muestra a continuación.

$$\frac{A}{B} = \frac{\text{costo prótesis comercial}}{\text{costo prototipo}}$$

$$\frac{A}{B} = \frac{28700}{1329,97}$$

$$\frac{A}{B} = 21,57$$

Cuando la relación costo beneficio es mayor a uno se puede decir que el proyecto es rentable, ya que representa un ahorro al usuario. El porcentaje de ahorro se lo puede calcular mediante la siguiente relación.

$$\% \text{ Ahorro} = \frac{\text{costo inicial} - \text{costo final}}{\text{costo inicial}} \times 100\%$$

$$\% \text{ Ahorro} = \frac{28700 - 1329,97}{28700} \times 100\%$$

$$\% \text{ Ahorro} = 95,36 \%$$

Con estos dos indicadores se puede concluir que en relación a los costos el proyecto fue rentable, ya que se logró una reducción del 95,36 % del precio de una prótesis comercial.

5.2 Pruebas

5.2.1. Ensayo de tracción distal

Esta prueba está basada en la norma (NTE INEN-ISO 22523, 2014), en donde se siguió el siguiente protocolo de pruebas.

1. Se alinea y prepara la prótesis como se indica en la Figura 88. En donde el dispositivo de agarre para el dispositivo protésico terminal debe ser una barra de 19mm de diámetro y 100 mm de longitud.

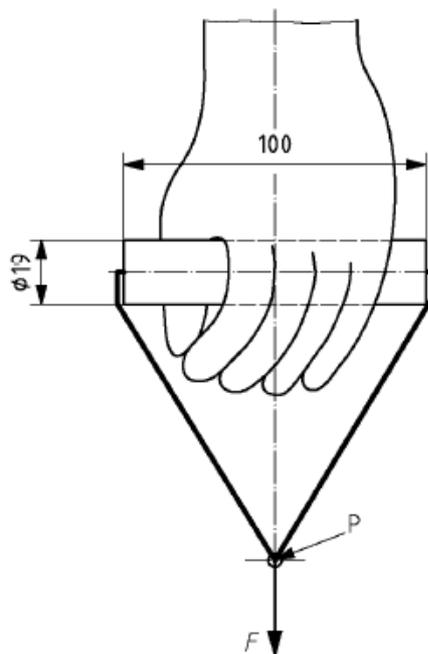


Figura 88. Ensayo de tracción distal

2. Se registra el nivel de la carga de ensayo a aplicar, especificado por el fabricante.

3. Se monta la prótesis en el dispositivo de ensayo, de acuerdo con la Figura 88.
4. Se aplica la fuerza de ensayo en el punto P de aplicación de la carga, con la línea de carga alineada o paralela al eje longitudinal de la probeta, como se ilustra en la Figura 88.
5. Se aumenta la fuerza de ensayo F hasta el valor $F_{min} = 10 N$.
6. Se mide y registra la posición inicial del punto inferior P de aplicación de carga sobre la línea de carga.
7. Se aumenta lentamente la fuerza de ensayo F a un régimen comprendido entre $1 N/s$ y $10 N/s$. Se registra de forma continua el desplazamiento correspondiente del punto inferior P de aplicación de la carga sobre la línea de carga, a partir de su posición inicial.
8. Se continua el ensayo hasta que la fuerza de ensayo F alcance el nivel de carga de ensayo especificado por el fabricante o hasta que se produzca el fallo. Se registra el valor máximo alcanzado por la fuerza de ensayo. Si se ha producido el fallo, se registra esta circunstancia junto con el modo de fallo.
9. Se registra el desplazamiento final del punto P de aplicación de la carga con respecto a su posición inicial, medido cuando estaba aplicada la fuerza de ensayo F_{min} o inmediatamente antes que se produzca el fallo, si esto ocurre.
10. Si el ensayo termina a causa de la liberación de un mecanismo de sobrecarga incorporado a la prótesis, se registra esta circunstancia.

Resultados del ensayo de tracción distal

Como fabricantes se estableció que la fuerza de ensayo será de 100 N, fuerza de carga suficiente para las actividades del trabajo de oficina, para el cual está destinada la prótesis. En la Figura 88 se observa cómo se montó la prótesis en la máquina de ensayos.



Figura 89. Montaje de la prótesis en la máquina de ensayos.

Finalizado el ensayo se obtuvieron los resultados que se observan en la Tabla 74.

Tabla 74.

Resultados ensayo de tracción.

Fuerza de carga [N]	Desplazamiento de P [mm]	Observaciones
10	0	
20	2	
30	3,5	El dedo meñique empieza a ceder.
40	4,5	
50	6	El dedo anular empieza a ceder.
60	7	Los dedos empiezan a abrirse constantemente.
70	9	
80	11	Ceden los dedos, el gancho pulgar índice se mantiene.
94	19	Se pierde el agarre. Cede el gancho pulgar índice.

Al realizar el ensayo de tracción distal según lo indica la norma, el fallo se produjo en a los 94 N. Se entiende como fallo para este caso, cuando la prótesis deja de sostener por completo la probeta.

5.2.2. Ensayos de agarre

Para los siguientes ensayos se realizarán pruebas de agarre con diferentes objetos según el tipo de prueba. El protocolo de pruebas será el siguiente:

1. El usuario se coloca la prótesis asegurando que todo el conjunto este correctamente montado.
2. El usuario deberá estar sentado en una silla, en una posición cómoda y con la espalda recta.
3. El objeto a sujetar será colocado sobre una mesa ubicada al frente del usuario en una posición A, a una distancia adecuada para que lo pueda alcanzar con la prótesis.
4. Se pide al usuario que sujete el objeto, indicando el agarre más adecuado dependiendo de cada objeto.
5. El usuario tiene que levantar el objeto y posteriormente soltarlo, ubicándolo en un punto B sobre la mesa.

El usuario dispondrá de 5 intentos para completar la secuencia de los pasos 3,4 y 5. si la secuencia se realizó satisfactoriamente. Se evalúa la misma según los parámetros que se indican en la

6. Tabla 75. Caso contrario se registra como prueba fallida.
7. De suceder algún evento inesperado se registra esta circunstancia, comentándola en cada caso.

Tabla 75.

Evaluación pruebas de agarre.

Objeto	Completo	Intento	Facilidad	Estabilidad	Tiempo	Comentario
	SI/NO	#	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	

5.2.2.1 Cilíndrico

En la Tabla 76 se describen los resultados obtenidos para los objetos en los que se requiere un agarre cilíndrico.

Tabla 76.
Evaluación de pruebas de agarre cilíndrico.

	Com- pleto	Intento	Facilidad	Estabilidad	Tiempo	Comentario
Objeto	SI/NO	#	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	
Botella	si	1	4	4	20s	Exitoso
Vaso	si	3-4	4	4	15s	Exitoso, falta concentración en el cerebro al abrir cerrar los movimientos con el apoyo del musculo.
Pelota	si	1	4	3	30s	Exitoso, con problema en la supinación.
Caja	si	2	3	3	40s	Exitoso, tiene buena presión y fuerza. Problema con la pronosupinación, el usuario intenta hacer su propia pronación

Todos los ensayos de agarre cilíndrico fueron exitosos. Pero se pudo evidenciar circunstancias que dificultan el control de la prótesis por parte del usuario, como el caso de la caja rectangular. Ya que para corregir los movimientos el usuario tiende a forzar los músculos de su antebrazo, tratando de realizar supinación. Haciendo que el reconocimiento de gestos no funcione correctamente. Este tipo circunstancias se pueden corregir realizando un proceso de

entrenamiento con el usuario para el uso de la prótesis. En la prueba realizada con la pelota, se pudo evidenciar el agarre adaptativo que posee la prótesis mismo que permite la manipulación objetos irregulares.

5.2.2.2 Presión en pinza

En la Tabla 77 se describen los resultados obtenidos para los objetos en los que se requiere un agarre cilíndrico.

Tabla 77.

Evaluación de pruebas de agarre en pinza.

	Completo	Intento	Facilidad	Estabilidad	Tiempo	Comentario
Objeto	SI/NO	#	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	1 (min) 5 (MAX)	
Borrador	Si	1	5	5	20s	No hubo problema, a más del tiempo de reacción de la pinza.
Juguete	Si	1	5	5	25s	Se presenta dificultad debido a la lenta reacción de la pinza.
Papel	Si	3	4	3	40s	Se logra la sujeción, sin embargo no se depositó correctamente en el segundo recipiente.
Cepillo de dientes	Si	2	4	4	1min	Problemas con la supinación.

Todos los ensayos de presión en pinza se lograron satisfactoriamente. Se repite el caso de la pronación como en el ensayo de agarre cilíndrico. Además, se presentó un inconveniente al momento de sujetar papel. Que se tiene que corregir reprogramando la posición de los dedos en la pinza, mejorando el agarre para objetos delgados.

5.3 Resumen

En el capítulo se realizará el análisis de costos del proyecto, comparando el precio del prototipo con una prótesis comercial y realizando un análisis costo beneficio donde se determinó el éxito del proyecto. Además, se realizaron tres pruebas, una de tracción que se realiza en una maquina específica para este tipo de ensayos y se basa en la norma (NTE INEN-ISO 22523, 2014). Las dos pruebas restantes, son pruebas de agarre en donde se determinan los objetos que el prototipo puede sujetar. Para cada prueba se documentan los resultados y en base a estos se presentan las respectivas observaciones.

CAPÍTULO 6

Conclusiones, Recomendaciones y Trabajos Futuros

En el presente capítulo se determinan las conclusiones y recomendaciones obtenidas del presente trabajo. Además de determinar los posibles trabajos futuros en base a la experiencia adquirida durante el desarrollo de este proyecto.

6.1 Conclusiones

Se diseñó y construyó un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano, para un caso de desarticulación de muñeca. Que, en base a los ensayos de tracción distal y ensayos de agarre realizados, demostró ser un dispositivo funcional para el usuario.

Se diseñó y construyó un mecanismo que permitió que la prótesis realice los movimientos requeridos pronación, supinación, agarre cilíndrico, prensión en pinza y apertura de los dedos. Cumpliendo con los requerimientos de fuerza soportando 94 N, y con el requerimiento de peso ya que la prótesis pesa 434 g.

Se implementó una interfaz mioeléctrica que conjuntamente con un control en lazo abierto permitió al usuario realizar los movimientos requeridos. El control según para el usuario fue fácil de realizar, a pesar de la falta de entrenamiento. Concluyendo que se cumplió con los requerimientos establecidos para la interfaz y el control del prototipo.

Se realizaron pruebas de tracción a la prótesis basadas en la norma (NTE INEN-ISO 22523, 2014), en donde se determinó que la carga máxima que la prótesis puede soportar es de 94 N. Siendo una carga adecuada para la manipulación de objetos en un ambiente de oficina según se indica en (INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE ESPAÑA, 2003).

Se realizaron ensayos de agarre de objetos, en donde se evidencio la funcionalidad del prototipo y la facilidad de su uso. Todos los ensayos fueron exitosos, según la valoración de facilidad y de estabilidad documentados en la Tabla 76 y la Tabla 77. Concluyendo que el prototipo provee, facilidad de control, fuerza necesaria y que los tipos de agarre que posee son útiles al momento de la manipulación de objetos con diferentes geometrías. Además, se verifico la utilidad del agarre adaptativo para la manipulación de objetos irregulares.

6.2 . Recomendaciones y Trabajos Futuros

Después de realizado en ensamblaje del prototipo de prótesis se logró determinar que uno de los defectos del prototipo es el juego existen en las articulaciones de los dedos. Dicho juego es ocasionado por la libertad que tiene el pistón del actuador de moverse el plano perpendicular al mismo. Razón por la cual se recomienda reemplazar los servomotores por un actuador que no tenga presente esta flexibilidad de movimiento.

Al realizar los ensayos de agarre se observó cierta inestabilidad al momento de manipular objetos con superficies lisas. Por lo que se recomienda la utilización de materiales como silicona o caucho que mejoren el agarre de la prótesis.

La estética del prototipo no cumple totalmente con el requerimiento subjetivo del usuario. Por lo que una mejora futura es el diseño de un prototipo netamente estructural facilitando así la colocación de un guante cosmético de prótesis.

Se implementó un control en lazo abierto da al usuario la facilidad de decidir tanto la flexión como la extensión de los dedos. Sin embargo, se podría implementar un control de lazo cerrado con sensores que permitan determinar la fuerza que el usuario está aplicando sobre el objeto a sostener.

En el proyecto se realiza el reconocimiento de cuatro gestos musculares que son utilizados para el control. Sin embargo, gracias al arreglo de ocho electrodos que posee el brazalete ®MYO se podría implementar un algoritmo que mediante el análisis de las señales obtenidas permita el reconocimiento de una mayor cantidad de gestos, mejorando de esta manera el control del prototipo.

El socket implementado ha sido impreso en 3D, cumpliendo con los requerimientos para realizar las pruebas del prototipo en su primera versión. Se podría mejorar el material del socket con materiales como pueden ser las fibras de vidrio o carbono. La implementación de un socket con alguno de estos materiales permitiría aumentar la vida útil del socket y la comodidad del usuario.

Bibliografía

- AGMA. (1996). *ANSI/AGMA 2101 - C95*.
- Akao, Y. (1990). *Despliegue de la función de la calidad*.
- Barros, & Lopez. (2016). *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis para pierna*.
- Belter, J. T. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands. *JRRD*. Recuperado el 12 de 2015
- Biónico, C. (2014). *Centro biónico*. Obtenido de <http://centrobionico.com/pages/protesis.php>
- Brito, J. L. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius(9)*.
- Budynas, R. G., & Nisbett. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. Mexico. D.F: McGraw-Hill.
- Casillas, A. L. (s.f). *Máquinas Cálculos de Taller*.
- Castellanos, C. A. (03 de 2011). *Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano*. Obtenido de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002011000100003
- Chu, S. (2013). *iDigitalTimes*. Recuperado el 02 de 04 de 2016, de <http://www.idigitaltimes.com/i-limb-ultra-revolution-new-bionic-hand-iphone-video-354836>
- CONADIS. (2014). *Agenda Nacional para la igualdad en discapacidades 2013 - 2017*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/09/Agenda-Nacional-para-Discapacidades.pdf>
- Cuartero, D. (2012). Síndrome del miembro fantasma. *Medicina general y de familia*.
- Dalcame. (2005). *Dalcame Investigación Biomédica*. Obtenido de <http://www.dalcame.com/>

- enablingthefuture.org. (17 de 05 de 2016). *ENABLING THE FUTURE*.
Obtenido de <http://enablingthefuture.org/>
- European Commission. (2014). *Nebias-Project.eu*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://www.nebias-project.eu/>
- exii. (17 de 05 de 2016). *exii*. Obtenido de <http://exiii-hackberry.com/>
- Fernández, D. O. (2010). *Amputación, desarticulación: definición, indicaciones*. Obtenido de <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-doc/clase18.pdf>
- Fisioterapia, F. V. (05 de 08 de 2013). *Introducción a la Anatomía (III)*. Obtenido de <https://fisiosinergiave.wordpress.com/2013/08/05/introduccion-a-la-anatomia-iii/>
- Garcia, E. (2003). *Biomecanica de la mano*. Obtenido de www.traumazaragoza.com
- García, E. (2003). *Su traumatólogo en Zaragoza*. Obtenido de www.traumazaragoza.com
- Goldberg, J. (19 de 12 de 2014). *On Paré and Prosthetics*. Obtenido de <https://nyamcenterforhistory.org/tag/pieter-adriaanszoon-verduyn/>
- González, J. M. (2004). *Robótica y prótesis inteligentes*. Obtenido de http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- Hackberry. (2016). *exiii-hackberry*. Recuperado el 3 de 2016, de <http://exiii-hackberry.com/>
- INEC. (2013). *Ecuadorencifras*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/?s=discapacidad>
- INEC. (2013). *Población por condición de discapacidad, según provincia, cantón, parroquia y área de empadronamiento*. Obtenido de Ecuadorencifras: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/?s=discapacidad>
- Instituto de Seguridad Social de las Fuerzas Armadas. (2016). *ISSFA*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de http://www.issfa.mil.ec/index.php?option=com_content&view=article&id=120&Itemid=283

- INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE ESPAÑA. (2003). *Manipulación manual de cargas*. Madrid .
- Ivan Bohman C.A. (s.f.). *Ivan Bohman*. Obtenido de www.ivanbohman.com.ec/wp-content/uploads/2016/01/catalogo-general-IBCA.pdf
- JNHuaMao. (2014). *JNHuaMao Technology Company*. Obtenido de <http://www.huamaosoft.com>
- Johns Hopkings APL. (18 de 05 de 2016). *Johns Hopkings APL*. Obtenido de <http://www.jhuapl.edu/prosthetics/>
- Lasluisa Garcés, N. D. (2015). Diseño y construcción de una silla de ruedas autónoma accionada mediante ondas cerebrales, para la Asociación de Limitados Pléjicos de Tungurahua. *Repositorio ESPE*.
- LOAIZA, J. L. (2011). *EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO*.
- MedlinePlus. (11 de 01 de 2016). *Electromiografía*. Obtenido de https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/9741.htm
- Meléndez, A. P. (2008). *Historia de las prótesis de mano*. Obtenido de <http://revistalareunion.blogspot.com/2008/09/historia-de-las-prtesis-de-mano.html>
- Morfología de manos y pie*. (s.f.). Obtenido de <http://assets.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448183266.pdf>
- Mott, R. L. (2006). *Diseño de Elementos de Máquinas*. Pearson.
- N. Dechev, W. C. (2001). *Multiple finger, passive adaptative grasp prosthetic hand* (Vol. 36).
- Narváez, C. (2015). *ENGRANES*.
- Norton, K. (2007). *Un breve recorrido por la historia de la prótesis*.
- Norton, R. L. (1999). *Desing Of Machinery* (Vol. 2). Worcester, Massachusetts, Estados Unidos: McGrwa-Hill.
- NTE INEN-ISO 22523. (2014). *Prótesis de miembros externos y órtesis externas. Requisitos y metodos de ensayo*. Quito.

- Oatman, H. (29 de 10 de 2012). *War and Prosthetics: How Veterans Fought for the Perfect Artificial Limb*. Obtenido de <http://www.collectorsweekly.com/articles/war-and-prosthetics/>
- ottobock. (16 de 05 de 2016). *ottobock*. Obtenido de <http://www.ottobockus.com/>
- Pololu. (2016). *Pololu Robotics & Electronics*. Obtenido de <https://www.pololu.com/product/1595>
- Quinayás. (2010). *DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO*. Popayán.
- Range of Motion Project. (2015). *ROMP Ecuador*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://rompglobal.org/our-reach-ecuador.html>
- Reyes Moreno, F. A. (2016). *Diseño y construcción de un dispositivo electrónico de ayuda y entretenimiento para personas con discapacidad visual a través de ondas vibratorias e interfaces audibles para el proyecto HANDEYES del banco de ideas del SENESCYT*.
- Rodríguez, C. S. (2010). Estimación de velocidad del movimiento de mano. *Revista Ingeniería Biomédica*.
- Saludoc. (29 de 04 de 2015). *Saludoc*. Obtenido de <http://www.saludoc.com/salud/tunel-carpiano/>
- SKF. (2006). *SKF*. Obtenido de www.skf.com
- Sospedra, B. (2015). Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo. Castellón. Recuperado el 25 de 05 de 2016
- Steeper. (16 de 05 de 2016). *Bebionic*. Obtenido de <http://es.bebionic.com/>
- Stratasys. (2009). *Stratasys*.
- Thalnic Lab. (2013). *Thalnic Lab*. Obtenido de www.thalnic.com
- touch bionics. (16 de 05 de 2016). *touch bionics*. Obtenido de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb%E2%84%A2-quantum>
- Touch Bionics Inc. (2016). *touch bionics*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://www.touchbionics.com/>
- udlap. (2016). *Sistema de adquisición y acondicionamiento de señales*. Obtenido de

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/mari_r_y/capitulo2.pdf

Ulrich, K. T., & Eppinger, S. D. (2012). *Diseño y desarrollo de productos*. McGraw Hill.

University, N. (2010). *Muscle and Joint Mechanics*. Obtenido de <http://smpp.northwestern.edu/bmec66/weightlifting/emgback.html>

Vicepresidencia de la República del Ecuador. (2012). *Vicepresidencia de la República*. Recuperado el 02 de abril de 2016, de <http://www.vicepresidencia.gob.ec/vicepresidente-inauguro-programa-de-protesis-y-ortesis-en-guayaquil/>