

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR
CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL POR MEDIO DEL USO DE TECNOLOGÍAS
3D EN LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D EN BOGOTÁ D.C**

**AUTOR
JOHN DAVID BEJARANO VIVAS
ESTUDIANTE DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**PROGRAMA INGENIERÍA MECATRÓNICA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA, MECATRÓNICA, INDUSTRIAL
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA**



**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
PAMPLONA
2018**

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR
CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL POR MEDIO DEL USO DE TECNOLOGÍAS
3D EN LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D EN BOGOTÁ D.C**

**AUTOR
JOHN DAVID BEJARANO VIVAS
ESTUDIANTE DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DIRECTOR
DIEGO JOSÉ BARRERA OLIVEROS
M.Sc.(C) CONTROLES INDUSTRIALES**

**PROGRAMA INGENIERÍA MECATRÓNICA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA, MECATRÓNICA, INDUSTRIAL
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA**



**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
PAMPLONA
2018**

DEDICATORIA

Agradezco primeramente a Dios por llenarme de fortaleza, sabiduría y salud para culminar con éxito este proyecto y alcanzar cada una de las metas idealizadas.

A mis padres quienes me han apoyado incondicionalmente en este proceso de formación, respaldándome con su amor, para alcanzar cada uno de mis sueños y poder superar cada obstáculo que se me presente, asimismo acompañarme en cada una de mis decisiones dándome siempre ánimos a través de sabios consejos que me ayudaron a seguir adelante, agradezco por su comprensión en momentos difíciles y por inculcarme siempre principios morales y valores que me condujeron a ser el profesional que soy hoy.

A mis familiares y amigos que, con su compañía, amor y paciencia me han motivado y apoyado para hoy formarme como persona y profesional en Ingeniería en Mecatrónica.

A krathos, por ser mi fiel amigo y acompañarme durante toda mi vida universitaria, por darme fuerzas y alegrarme la vida en sus recibimientos cada día al culminar mis clases.

A mi director de proyecto de práctica empresarial el Msc.c Diego José Barrera Oliveros, por su colaboración y acompañamiento en el proceso de elaboración del mismo.

AGRADECIMIENTOS

A la fundación materialización 3D por permitirme realizar mis prácticas, brindándome experiencias inolvidables ayudando a personas.

A la Universidad de Pamplona por permitirme ser parte de una generación que a futuro busca servir a la sociedad.

TABLA DE CONTENIDO.

CAPÍTULO I	9
1. RESUMEN	9
1. ABSTRACT	11
1.2. INTRODUCCIÓN	13
1.3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
1.4. JUSTIFICACIÓN	16
1.5. ALCANCE DEL PROYECTO	17
1.6. DELIMITACIÓN	18
1.6.1. OBJETIVO GENERAL	18
1.6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
CAPÍTULO II	19
2. ESTADO DEL ARTE	19
2.1. MARCO TEÓRICO	26
2.1.1. FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D	26
2.1.2. AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR	26
2.1.3. MANO HUMANA	27
2.1.4. TIPOS DE PRÓTESIS	29
2.1.5. PRÓTESIS MECÁNICAS	29
2.1.6. PRÓTESIS ELÉCTRICAS.	29
2.1.7. PRÓTESIS DE MANO NEUMÁTICAS.	29
2.1.8. PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS.....	29
2.9. IMPRESIÓN 3D.	30
2.9.1. TIPOS DE IMPRESIÓN 3D.....	31
2.9.1. FABRICACIÓN CON FILAMENTO FUNDIDO (FFF).....	31
2.9.1. ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA).....	31
2.9.1. SINTERIZADO SELECTIVO POR LÁSER (SLS).....	31
CAPÍTULO III	32
DESARROLLO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA	32
3. DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD (QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT)	32
3.1. DEFINICIÓN DE LOS QUÉ(S).....	33
3.2. ANÁLISIS DE LOS QUÉ(S).....	34

3.3.	DEFINICIÓN DE LOS CÓMO(S).....	35
3.4.	RELACIÓN ENTRE LOS CÓMO(S).....	36
3.5.	ANÁLISIS DE LOS CÓMO.....	37
3.6.	RELACIÓN ENTRE LOS QUÉ(S) Y LOS CÓMO(S).....	40
3.7.	PUNTUACIÓN FINAL Y ANÁLISIS.....	42
3.4.	<i>DISEÑO CAD.....</i>	46
3.5.	TOMA DE MEDIDAS.....	46
3.5.1.	FORMATO PARA TOMA DE MEDIDAS.....	49
3.6.	PROTESIS 2.0.....	51
3.6.1.	MODELADO 3D, DISEÑO EN CAD.....	52
3.6.2.	IMPRESIÓN 3D.....	53
3.7.	PRIMER DESARROLLO DE PRÓTESIS.....	53
3.7.1.	DISEÑO EN CAD.....	55
3.7.1.	DISEÑO CAD PERSONA UNO.....	55
3.7.1.	DISEÑO CAD PERSONA DOS.....	55
3.7.1.	DISEÑO CAD PERSONA TRES.....	56
3.8.	DISEÑO CAD DE PRÓTESIS 3.0.....	57
3.8.1.	PALMA.....	57
3.8.2.	TAPA PALMA DE LA MANO.....	58
3.8.3.	DEDO PULGAR.....	59
3.8.4.	DEDOS DE LA MANO.....	60
3.8.5.	SOCKET.....	61
3.8.6.	ANTEBRAZO SUPERIOR E INFERIOR.....	62
3.8.7.	POLEA Y SEGUROS.....	63
3.8.8.	MODELADO ELECTRÓNICA.....	63
3.8.9.	ENSAMBLE.....	65
3.9.	<i>ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y PROGRAMACIÓN.....</i>	67
3.10.	PROTESIS 2.0.....	67
3.10.1.	MANUAL DE CONEXIONES.....	68
3.11.	PRÓTESIS 3.0.....	68
3.11.1.	DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL CIRCUITO ELÉCTRICO.....	69
3.11.2.	MANUAL DE CONEXIONES.....	69
3.11.3.	ARDUINO NANO V3.0.....	70
3.11.4.	MÓDULO DE EXPANSIÓN ARDUINO NANO.....	70
3.11.5.	MG995 TOWER PRO SERVO MOTOR.....	70
3.11.6.	MÓDULO L298N PARA CONTROL DE MOTORES.....	70
3.11.7.	BATERÍA LIPO 3S 3600MAH 11.1V 20C TURNIGY.....	71
3.11.8.	CARGADOR DE BATERÍA LIPO IMAXRC B3 PRO.....	71
3.11.9.	REGULADOR DE VOLTAJE.....	71
3.11.10.	SENSOR MYOWARE.....	72
3.11.11.	MICRO SERVOMOTOR.....	72

3.11.12.	BATERÍAS.....	73
3.11.13.	ELECTRÓDOS CON ALMOHADILLA.....	73
3.11.14.	SWITCH.....	74
3.12.	PROGRAMACIÓN.....	76
3.12.1.	SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS.....	81
3.12.2.	RUIDO INHERENTE EN LOS COMPONENTES ELECTRÓNICOS O DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN. 81	
3.12.3.	RUIDO ELÉCTRICO AMBIENTAL.....	82
3.12.4.	RUIDO PRODUCIDO POR MOVIMIENTO.....	82
	<i>CAPÍTULO IV.....</i>	<i>84</i>
	<i>RESULTADOS.....</i>	<i>84</i>
	<i>4. PRUEBAS E IMPLEMENTACIÓN.....</i>	<i>84</i>
4.1.	PRUEBAS MECÁNICAS.....	84
4.2.	PRUEBAS ELECTRÓNICAS ELÉCTRICA Y PROGRAMACIÓN.....	90
4.2.1.	PRUEBA DE CIRCUITO ELÉCTRICO Y ELECTRÓNICO.....	90
4.2.2.	IMPACTOS ESPERADOS A PARTIR DEL USO DE LOS RESULTADOS.....	94
4.3.	IMPLEMENTACIÓN.....	98
4.3.1.	IMPLEMENTACIÓN DE JUEGO.....	98
4.3.2.	IMPLEMENTACIÓN DE PRÓTESIS.....	98
	<i>EVENTOS.....</i>	<i>104</i>
4.4.	MALOKA.....	104
4.4.1.	QUINTO CARNAVAL DE LA CIENCIA.....	105
4.4.2.	FERIA TAC.....	105
4.5.	CORFERIAS.....	106
4.5.1.	SOFA.....	106
	<i>5. CONCLUSIONES.....</i>	<i>108</i>
	<i>6. REFERENCIAS.....</i>	<i>109</i>

LISTA DE FIGURAS.

Figura 1. Movimientos del dedo pulgar.	28
Figura 2. Prótesis mioeléctrica.	30
Figura 3. Formato de matriz relación entre los Qué(s) y los Cómo(s).	36
Figura 4. Identificación de los Cómo(s).	37
Figura 5. Matriz relación de los Qué(s) y los Cómo(s).	38
Figura 6. Ponderación de los cómo(s).	39
Figura 7. Ponderación total de los cómo(s).	40
Figura 8. Evaluación de importancia de los cómo(s).	40
Figura 9. Relación de los Qué(s) y los cómo(s).	41
Figura 10. Ejemplo ponderación absoluta.	42
Figura 11. Resultado de ponderación absoluta.	42
Figura 12. Ponderación Relativa.	43
Figura 13. Prioridad de los Cómo(s).	43
Figura 14. formato de datos personales.	46
Figura 15. Tipo de amputación.	47
Figura 16. Tomo de medidas (brazo referencia).	47
Figura 17. Toma de medidas mano parcial.	48
Figura 18. Toma de medidas amputación transradial.	48
Figura 19. formato de toma de medidas.	49
Figura 20. Diseño CAD, Prótesis 2.0.	52
Figura 21. Impresión 3D, Prótesis 2.0.	53
Figura 22. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona uno.	55
Figura 23. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona dos.	55
Figura 24. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona tres.	56
Figura 25. Palma de la mano.	57
Figura 26. Tapa palma de la mano.	58
Figura 27. Dedo pulgar.	59
Figura 28. Dedos de la mano.	60
Figura 29. Socket.	61
Figura 30. Antebrazo superior e inferior.	62
Figura 31. Poleas y seguros.	63
Figura 32. Modelado de componentes electrónicos.	64
Figura 33. Ensamble total de prótesis.	65
Figura 34. Vista explosionada de prótesis.	66
Figura 35. Ubicación de componentes electrónicos.	66
Figura 36. Manual de conexiones prótesis. 2.0.	67
Figura 37. Diagrama de conexiones del circuito eléctrico.	69
Figura 38. Manual de conexiones.	69
Figura 39. Batería lipo 3s 3600mAh	71
Figura 40. Regulador de Voltaje LM2596.	72
Figura 41. Sensor Myoware.	72
Figura 42. Micro servomotor MG92B.	73
Figura 43. Batería 18650 con porta batería.	73
Figura 44. Electródos con almohadilla.	74

Figura 45. Diagrama de flujo, variables.	76
Figura 46. Diagrama de flujo, rango.	76
Figura 47. Diagrama de flujo, lectura de sensor.	77
Figura 48. Diagrama de flujo, transformación lineal.	77
Figura 49. Diagrama de flujo, filtro mediano.	78
Figura 50. Diagrama de flujo, Eliminación de ruido.	78
Figura 51. Diagrama de flujo, posición.	79
Figura 52. Diagrama de flujo, duración del pico.	79
Figura 53. Diagrama de flujo, posiciones.	80
Figura 54. Diagrama de flujo, posiciones.	80
Figura 55. Diagrama de flujo, fin algoritmo.	81
Figura 56. Visualización señal electromiográfica.	82
Figura 57. Señal obtenida según la intensidad de actividad muscular de la persona.	83
Figura 59. Juego de práctica del sensor Myoware.	83
Figura 59. Estudio de análisis estático, socket.	85
Figura 60. Estudio de análisis estático, antebrazo inferior.	85
Figura 61. Estudio de análisis estático, dedo pulgar.	85
Figura 62. Estudio de análisis estático, antebrazo superior.	86
Figura 63. Estudio de análisis estático, dedos de mano.	86
Figura 64. Movimientos de flexión de la mano.	87
Figura 65. Movimiento de abducción, dedo pulgar.	88
Figura 66. Movimiento de flexión, dedo pulgar.	88
Figura 67. ensamble final de prótesis.	89
Figura 68. Pruebas eléctricas, electrónicas y programación.	90
Figura 69. Implementación de juego.	98
Figura 70. Implementación de prótesis persona uno.	99
Figura 71. Implementación de prótesis persona dos.	100
Figura 72. Implementación de prótesis persona tres.	100
Figura 73. movimiento de pinza por medio del movimiento de abducción del dedo pulgar.	101
Figura 74. Movimiento de flexión de dedos.	101
Figura 75. Movimiento de flexión de la mano.	102
Figura 76. movimiento de oposición.	102
Figura 77. Adaptabilidad al entorno.	103
Figura 78. Asistencia a feria TAC.	104
Figura 79. Exposición de prótesis feria TAC.	105
Figura 80. Exposición de prótesis, evento SOFA, en Corferias.	107

LISTA DE TABLAS

Tabla 2. Identificación de los Qué(s).	34
Tabla 3. Ponderación de los Qué(s).	35
Tabla 4. Relación de los Qué(s) y los Cómo(s).	41
Tabla 5. Prioridad de los Cómo(s).	44
Tabla 6. Matriz QFD.	45
Tabla 7. Medidas persona uno.	50
Tabla 8. Medidas persona dos.	50
Tabla 9. Medidas persona tres.	51
Tabla 10. Costo de materiales prótesis 2.0.	67
Tabla 11. Costos materiales de Prótesis 3.0.	68
Tabla 12. Errores comunes.	94
Tabla 13. Impacto esperado a partir del uso de los resultados.	95
Tabla 14. Evaluación de eficiencia.	97

CAPÍTULO I

1. RESUMEN

TÍTULO: DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL POR MEDIO DEL USO DE TECNOLOGÍAS 3D EN LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D EN BOGOTÁ D.C.

AUTOR: JOHN DAVID BEJARANO VIVAS

FACULTAD: FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA

DIRECTOR: MsC (C) DIEGO JOSÉ BARRERA OLIVEROS

La idea principal de esta práctica laboral, es desarrollar una prótesis mioelétrica de miembro superior con amputación transradial de bajo costo, logrando de esta forma una mejor calidad de vida en personas con amputación transradial compensando de alguna manera la pérdida o limitación de las funciones físicas. Para el cumplimiento de la práctica laboral, este proyecto, se estructura en 5 fases. La primera fase, está dirigida a profundizar el análisis de la problemática, donde se lleva a cabo una documentación y recopilación de información de antecedentes esto con el propósito de fortalecer las bases de este proyecto. Seguidamente, se aplica la metodología de despliegue de la función de calidad (QFD), para establecer parámetros de mejoramiento en el desarrollo de la prótesis. La segunda fase consiste en, el mejoramiento del diseño estructural y mecánico de la prótesis mioelétrica 2.0, para este proceso se hará uso del modelamiento 3D.

En la tercera fase, se realiza la adquisición, digitalización y tratamiento de una señal electromiográfica (EMG); esta señal es captada por el sensor Myoware que debe ser puesto sobre el brazo del usuario haciendo contacto directo con la piel ,por medio de electrodos, los cuales permitirán emitir la orden de movimiento a los microservos, contando con un circuito de amplificación, acondicionamiento y filtrado de señales musculares recibidas, de modo que se pueda reducir la afectación por ruido inherente en los componentes electrónicos, el ruido eléctrico ambiental, el

ruido producido por movimiento y ruido producido en el equipo de adquisición. En la cuarta fase, se trabaja la ejecución de movimiento una vez sean impresas todas las partes del diseño final de la prótesis, se ensamblan dichos componentes y se observa el funcionamiento de todos los mecanismos, así como la disposición y dimensionamiento de los componentes electrónicos.

La última fase, consta de la implementación del prototipo de prótesis y estudio de su eficiencia, en esta se observa que la prótesis no interfiera con algún movimiento hecho por la persona, que el peso no sea el adecuado, de modo que se requiera de un esfuerzo mínimo y sencillo para ser operada; se analiza la ubicación óptima del sensor para captar las señales (EMG), se verifica el agarre y la fuerza para sujetar diversos objetos en su entorno y se aprecia la autonomía del sistema puesto en funcionamiento.

PALABRAS CLAVE: Prótesis, mioeléctrica, transradial, sensor Myoware, impresión 3D.

1. ABSTRACT

TITLE: DEVELOPEMENT OF A MYOELECTRIC PROSTHESIS OF UPPER MEMBER WITH TRANSRADIAL AMPUTATION THROUGH THE USE OF 3D TECHNOLOGIES AT FOUNDATION MATERIALIZACIÓN 3D IN BOGOTÁ D.C.

AUTHOR: JOHN DAVID BEJARANO VIVAS

FACULTY: FACULTY OF ENGINEERING AND ARQUITECTURE

DIRECTOR: MsC. (C) DIEGO JOSÉ BARRERA OLIVEROS

The main idea of this work practice, is to develop a myoelectric limb prosthesis with low-cost transradial amputation, thus achieving a better quality of life in people with transradial amputation, compensating in some way the loss or limitation of physical functions. For the fulfillment of the labor practice, this project is structured in 5 phases. The first phase is aimed at deepening the analysis of the problem, where a documentation and collection of background information is carried out with the purpose of strengthening the foundations of this project. Next, the methodology for the deployment of the quality function (QFD) is applied to establish parameters for improvement in the development of the prosthesis. The second phase consists in the improvement of the structural and mechanical design of the 2.0 myoelectric prosthesis, for this process 3D modeling will be used.

In the third phase, the acquisition, digitization and treatment of an electromyographic signal (EMG) is performed; This signal is captured by the Myoware sensor that must be placed on the user's arm making direct contact with the skin, by means of electrodes, which will allow emitting the order of movement to the microservalos, counting on an amplification, conditioning and filtering of received muscular signals, so that the affectation by inherent noise in the electronic components, the environmental electrical noise, the noise produced by movement and noise produced in the acquisition equipment can be reduced. In the fourth phase, the execution of movement is worked once all the parts of the final design of the prosthesis are printed, these components are assembled and the operation of all the mechanisms is observed, as well as the arrangement and dimensioning of the electronic components.

The last phase consists of the implementation of the prosthesis prototype and study of its efficiency, in this it is observed that the prosthesis does not interfere with any

movement made by the person, that the weight is not adequate, so that an effort is required minimal and simple to be operated; the optimal location of the sensor to capture the signals (EMG) is analyzed, the grip and strength to hold various objects in its environment is verified and the autonomy of the system put into operation is appreciated.

.

KEY WORDS: Prosthetics, myoelectric, transradial, Myoware sensor, 3D printing.

1.2. INTRODUCCIÓN

Una prótesis mioeléctrica es una estructura desarrollada con el fin de reemplazar una parte o la totalidad de un miembro del cuerpo humano”, es decir, sustituye las funciones perdidas del mismo, sin abandonar la figura corporal del paciente. Las prótesis, son ejecutadas por actuadores que se controlan a través de señales EMG, las cuales son obtenidas a través de sensores musculares por medio de electrodos superficiales, haciendo contacto directo sobre la piel, situados en el muñón del paciente o en una parte del brazo, donde sea captada una mayor actividad muscular. Por otro lado, la pérdida de miembros humanos por artefactos diferentes a los naturales es una realidad desde hace siglos. Con el transcurso del tiempo se han realizado numerosas invenciones en el campo de la robótica, para dar respuesta a esta compleja dificultad, razón por la cual se decide realizar e implementar este proyecto.¹

Anteriormente, se utilizaban las señales electromiográficas (EMG) para el control de prótesis que funcionaban por servomotores. Con el avance tecnológico se ha podido mejorar el diseño y fabricación de sistemas protésicos, que se usaban como extensiones de algún miembro del cuerpo humano, implementando nuevos diseños, además de características esenciales como la flexibilidad, estética morfológica, multifuncionalidad e incremento de la resistencia o el peso.²

Actualmente la impresión 3D, es muy utilizada, debido a que facilita la creación de piezas complejas en tiempo corto además de ser fabricadas a bajo costo, aumentando el flujo de producción; permitiendo de esta manera al usuario, personalizar piezas u objetos como lo desee, ya que ofrece un gran nivel de exactitud y acabado. La fabricación de dichas piezas se ha hecho más sencilla cada vez, ya que por medio de un software CAD (Diseño Asistido por computadora), una persona con poco conocimiento puede fabricar piezas con geometrías complejas. A su vez, muchos de estos softwares permiten visualizar una figura bidimensional total del prototipo, en cuanto a, medidas, superficies externas e internas, cortes, perforaciones, tolerancias, ensambles, entre otros. Hay que tener en cuenta que, si el objeto se compone de varias piezas, se pueden realizar simulaciones de movimiento, esto es muy útil ya que permite identificar errores mecánicos y de diseño en las piezas antes de llevarlas a ser impresas.

1.3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, el acceso a una prótesis mioeléctrica es bastante limitado dado a sus elevados costos, debido a esto, se han explorado otras alternativas funcionales que permitan una solución efectiva a problemas sociales como amputaciones y deformaciones congénitas, que pueden generar un gran impacto en la calidad de vida de un ser humano, en especial en la de un niño, entre 3 y 12 años, puesto que su crecimiento a nivel físico, social, emocional y psicológico se encuentra en constante desarrollo.³

Además del factor económico y el poco acceso que tienen algunas personas a este tipo de tecnologías con las cuales se fabrica una prótesis, se hace una comparación de una prótesis mecánica con respecto a una prótesis mioeléctrica, esto con el fin de hacer evidente las ventajas y desventajas de las mismas. Una prótesis mecánica, es un dispositivo de apertura y cierre en donde se utilizan cables, hilos y cintas de sujeción unidos al mecanismo, con el fin de permitir que la mano de la prótesis, se cierre o se abra a voluntad, por la tracción ejercida por el movimiento del brazo o de la muñeca. Por el contrario, una prótesis mioeléctrica utiliza sistemas de fuerza externa con el fin de controlar con dispositivos eléctricos accionados por el paciente con un interruptor la prótesis, o por contracción muscular: este último, utiliza electrodos o sensores situados en puntos específicos dentro de la cuenca protésica y ubicándolos de esta forma, en alguna región del brazo o antebrazo. La señal captada por los electrodos o sensores es aumentada y enviada a los subsistemas que con servomotores activan las distintas utilidades de la prótesis, haciéndola cómoda y funcional al momento de ser implementada por el usuario, ya que permite hacer múltiples movimientos, teniendo un control más exacto y por independiente de cada uno de los servomotores.

Otra dificultad de las prótesis mecánicas, es que, generan limitaciones de movimientos, ya que necesitan de energía propia y obligan al usuario a hacer movimientos de tensión para su funcionalidad y en algunas ocasiones requieren de mucho esfuerzo, causando que este se mantenga por tiempos muy prolongados, controlándose mediante correajes que tienen como función coordinar las funciones de la mano y el codo, a través de los movimientos del muñón y del hombro.

Las personas que se ven afectadas con la pérdida de un miembro de su cuerpo, se enfrentan a cambios a nivel personal, social, laboral, entre otros. La realización de la prótesis mioeléctrica puede tener la posibilidad de desarrollar los siguientes aspectos: - a nivel físico, brinda comodidad para realizar tareas cotidianas, - a nivel

emocional y psicológico, las personas con prótesis logran tener una vida “normal” como lo estipula la sociedad, además de fortalecer su autoestima, autoestima que suele verse afectada ya que la persona tiende a sentirse incompleta o diferente.

Finalmente, a nivel social, la persona tendrá la posibilidad de ejercer un empleo, debido a que muchas de estas personas no poseen un trabajo, por la estimación que crea la sociedad de que son personas incompetentes.

1.4. JUSTIFICACIÓN

La aplicación de una prótesis mioeléctrica surgió por la necesidad de mejorar la calidad de vida de dos niñas entre edades de 8 y 7 años, provenientes de lugares lejanos a Bogotá D.C, y para un joven emprendedor residente en Bogotá.

Estas personas poseen una amputación transradial en su brazo izquierdo, donde se quiere sustituir el movimiento del miembro superior sin necesidad de utilizar cables y cintas de sujeción para abrir o cerrar por medio de la tracción ejercidas en estas o sin necesidad de presionar ningún botón, simulando de una manera más natural y completa el movimiento del brazo y la mano humana. Estas prótesis incluyen sensores que recogen el movimiento de los músculos, llevan el impulso a un servomotor y se controla así la prótesis, haciendo que se mueva en varios sentidos.

Uno de los principales propósitos de esta práctica, debido a los elevados costos y el poco acceso que tienen muchas personas a este tipo de procesos es la implementación de la tecnología de impresión 3D, la cual permite versatilidad, flexibilidad y rápido diseño de prototipos, además de ofrecer reducción de costos, personalización y múltiples aplicaciones, dentro de las cuales se encuentra el desarrollo de diferentes dispositivos médicos, tales como: las prótesis y órtesis. Ambientalmente, se puede decir que es amigable, ya que permite crear cualquier tipo de objeto según la necesidad del usuario, reduciendo la producción en masa abierta y la explotación de las materias primas, ocasionando así, una disminución considerable de residuos. Un ejemplo de esto es el uso de filamento hecho en PLA el cual es biodegradable, y se obtiene a partir de almidón de maíz, yuca o de caña de azúcar.³

En general, puede beneficiar a todos los seres humanos, este proyecto tendrá como prioridad a la población infantil, Aunque también abordará a adultos con algún tipo de discapacidad en la cual se pueda implementar la opción de tener una prótesis mioeléctrica impresa en 3D que facilite su vida diaria.

1.5. ALCANCE DEL PROYECTO

El alcance de este proyecto consta del desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial por medio del uso de tecnologías 3D, en la fundación materialización 3D con la finalidad de ofrecer una mejor calidad de vida en personas con este tipo de amputación, compensando la pérdida o limitación de las funciones físicas, teniendo en cuenta que estos casos de discapacidad de miembros superior es muy frecuente en Colombia, con este proyecto, se quiere realizar el diseño estructural y mecánico, efectuando un estudio previo del tipo de materiales, componentes electrónicos, número de juntas, peso, dimensiones y funcionalidades, Visualizando este sistema mediante una simulación básica en el programa computacional catalogado tipo CAD, Solidworks, para demostrar la factibilidad de aplicación de este, en una persona. Además de esto, se llevará a cabo la construcción un prototipo de prótesis mioeléctrica, que sea funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad.

1.6. DELIMITACIÓN

1.6.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial por medio del uso de tecnologías 3D, en la fundación materialización 3D.

1.6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Aplicar metodología QFD para establecer parámetros de mejoramiento en el desarrollo de la prótesis.
- Mejorar el diseño estructural y mecánico de la prótesis mioeléctrica 2.0, desarrollada por la fundación materialización 3D.
- Optimizar el modelo de programación, eléctrico, electrónico, y el circuito de acondicionamiento de señales musculares para mejorar el funcionamiento de la prótesis mioeléctrica 2.0.
- Realizar pruebas mecánicas, eléctricas y electrónicas para verificar el correcto funcionamiento de la prótesis mioeléctrica.
- Implementar el prototipo de prótesis evaluando su eficiencia y funcionamiento.

CAPÍTULO II

2. ESTADO DEL ARTE

Se toman como referencias los siguientes artículos, para la construcción de este apartado, teniendo en cuenta bases en estudios experimentales similares realizados a nivel internacional.

Este artículo lleva por título "Un nuevo enfoque para mitigar el efecto de la variación de la fuerza en el reconocimiento de patrones para el control mioeléctrico", fue realizado por Xiangxin, Rui, Oluwarotimi, Lan, Haiqing, Xiufeng, Shixiong, Peng y Guanglin, en China. La población seleccionada fueron tres individuos con edades que oscilan entre 23- 26 años. Los protocolos experimentales utilizados fueron aprobados por la Junta de Revisión Institucional de Institutos de Shenzhen de Tecnología Avanzada de la Academia China de Ciencias. Los sujetos que aceptaron participar en la investigación proporcionaron un consentimiento informado por escrito en donde permitían la publicación de fotografías para fines científicos y educativos. Para la adquisición y el análisis de datos se utilizó, Un Trigno TM Sistema Inalámbrico. En los antebrazos se colocaron cuatro electrodos para adquirir señales. La velocidad de muestreo fue de 1000 Hz y todas las señales se filtraron con paso de banda de 10 a 500 Hz. Las señales de sEMG se analizaron fuera de línea con Matlab (El Mathwork Inc.). Para cada grabación EMGs, fue utilizado el conjunto de entrenamiento y de pruebas. Las grabaciones de señal se dividieron en segmentos en una serie de ventanas de análisis de 150 ms con un incremento de 100 ms. Los sujetos fueron entrenados correspondientes a cada uno de los tres niveles de fuerza (baja, media y alta).

En este artículo también describe la precisión de la clasificación del movimiento que es influenciada por variación de la fuerza, lo que hace decaer el rendimiento del control para las prótesis mioeléctricas. Las precisiones de la clasificación se reducen significativamente cuando un clasificador es entrenado en un nivel de fuerza designado. Asimismo, la variación en los niveles de fuerza durante el funcionamiento de la prótesis disminuiría la precisión de reconocimiento de patrones y, por lo tanto, reducirá el rendimiento de control de las prótesis mioeléctricas multifuncionales. Una estrategia de clasificación paralela, fue propuesta, en este artículo, con el fin de reducir el efecto de la variación de la fuerza en el control de la prótesis. ⁴

Siguiendo con los parámetros de la práctica, se toma como referencia el artículo denominado “Una mano de bajo costo, de código abierto compatible para permitir el control sensorimotor para personas con amputaciones transradiales” realizada por Akhtar, Yung , fatina, Cornman, Wu, Sombeck, Yim, Slade, Lee, Moore, Gonzales, Wu, Anderson, Rotter, Shin y Bretl, en donde centraron su estudio en el diseño y la implementación de una mano protésica de código abierto de bajo costo que permitía el control del motor y la retroalimentación sensorial para las personas con amputaciones transradiales; se integraron electromiográficos para el reconocimiento de patrones con el fin de controlar el motor junto con reflejos de contacto y la sustitución sensorial para proporcionar retroalimentación a la usuario.

La mano pudo ser construida con un presupuesto alrededor de \$550, este bajo costo hizo que la investigación y desarrollo de la prótesis sensorio motoras fuera más accesible para futuras investigaciones a nivel mundial. También se evaluaron las capacidades sensitivo motoras de la mano de un sujeto con amputación transradial, a raíz de esto, se evidenció que, utilizando reflejos de contacto y sustitución sensorial, mejora el agarre de objetos delicados como una cáscara de huevo y una taza de agua. A su vez, el hardware utilizado para este estudio se dividió en tres subsistemas: el zócalo, la mano, y la sustitución sensorial. Toda la mano ha sido rediseñada mecánicamente para ser más pequeña y robusta, mediante el uso de materiales compatibles, y energía eficiente. Por otro lado, las señales EMG, se filtraron digitalmente con un filtro de paso de banda con puntos de corte de 30Hz a 450Hz. Los usuarios se sometieron a un período de formación de 2 minutos donde se les pide que sostengan cada una de las cinco clases de comprensión por 25 segundos.

Para evaluar la efectividad del control motor y sistemas de retroalimentación sensorial, se realizaron dos experimentos, con un hombre de 39 años, con una transradial traumática derecha amputación. Los dos experimentos realizados involucraron, agarrar una cáscara de huevo sin romperla y agarrar una taza con agua. El sujeto realizó cada experimento con su mano mioeléctrica de dos canales OttoBock. Para interactuar con la mano, un socket que alojaba seis pares de electrodos EMG era fabricado para adaptarse al miembro residual del sujeto. Cada experimento se realizó con comentarios visuales y sin comentarios visuales condiciones. La retroalimentación visual se eliminó con el uso de una venda. En la tarea de agarre de cáscara de huevo, el sujeto intentó agarrar un huevo hueco sostenido en su mano izquierda intacta con su prótesis diez veces. La cantidad de veces que la cáscara de huevo agrietado al agarrarlo fue grabada. El objetivo era romper la menor cantidad posible de cascarones de huevo en diez ensayos.

Finalmente, el diseño y la implementación de una mano protésica permite el control sensorio motor para personas con amputaciones transradiales. Específicamente, esta mano integra el reconocimiento de patrones EMG con reflejos de contacto y sustitución sensorial, que puede integrarse con el estándar enchufe facilitando las pruebas a largo plazo. Esta mano puede ser construida con alrededor de \$ 550 y t

todos los diseños de código abierto y materiales son accesibles a la comunidad y las naciones en desarrollo. El uso de reflejos de contacto y la sustitución sensorial mejora el agarrar los objetos delicados como cáscaras de huevo y una taza de agua, cuando se compara con las prótesis mioeléctricas estándar. ⁵

Para continuar la revisión de la literatura, se toma como referencia el artículo de Daniela García y María José Espinoza titulado “Avances en una prótesis: una mirada al presente y al futuro”. En este se da una breve introducción a la historia de las prótesis, mencionando a la más antigua que se remonta a los años 950 al 710 AC y fue encontrada en Cairo, Egipto, una prótesis de orjejo mayor que se cree pertenecía a una mujer de la nobleza egipcia. Pero se puede evidenciar que, en la actualidad ha habido varios avances importantes. Por otro lado, se empiezan a implementar los pies dinámicos o ahorradores de energía estos simulan el movimiento pasivo de la articulación subtalar, permitiendo un patrón de marcha parecido al normal y, por lo tanto, una mayor velocidad de marcha.

Las rodillas protésicas, fueron las primeras en incorporar la tecnología del microprocesador y la primera en confeccionarse fue la C-Leg de Otto Bock a finales de la década de los noventa. Seguidamente, se empiezan a realizar invenciones relacionadas con los otros miembros del cuerpo, como las manos protésicas; su inicio empieza con la incorporación de sensores que captan la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos remanentes del muñón y lo traducen a un movimiento de la mano protésica constituyendo un gran avance en la calidad de las prótesis de extremidad superior del individuo.

Finalmente, se han logrado varios avances en la elaboración de la prótesis, en la actualidad se pueden encontrar pies con movimientos activos, rodillas con microprocesadores modernos hacen la simulación a la marcha fisiológica, manos con mayores grados de libertad en sus movimientos y dígitos independientes e innovadoras técnicas. ⁶

Siguiendo con los parámetros de esta práctica, se tiene como base el estudio sobre “Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo”, realizado por Contreras, Ramírez, Gallegos y Bazán, en el instituto técnico nacional de México, en esta investigación se describe el desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica para la articulación de codo. Se dividió en tres partes, en la primera se describe el acondicionamiento de la señal mioeléctrica (SME) en donde se propuso un circuito que está formado por una etapa de pre-amplificación, seguida de una etapa de filtrado, otra etapa de amplificación y finalmente la etapa de rectificación.

Las prótesis mioeléctricas de codo, son para personas con amputación por arriba del codo y el muñón debe tener una longitud de 6-8 cm. En este estudio, se utilizó, el método TKEO (Teager-Kaiser Energy Operator), que permite estimar la energía

y es sensible a cambios en amplitud y frecuencia de la señal bajo un análisis. Este método, se caracteriza por ser un algoritmo simple, robusto y eficiente permitiendo detectar cuando el músculo está en actividad; después de obtener el umbral de la señal de ruido, es decir, cuando no hay contracción muscular. Para el desarrollo de este prototipo se centraron en tres etapas, en la primera, se acondiciona la SME que es registrada por los electrodos de plata-cloruro del musculo bíceps. En la segunda, se realiza el proceso de re-amplificación donde se eleva, la amplitud de señal, debido a su característica de baja amplitud. Y en la última, se realiza la rectificación, en donde se modifica la señal a media onda como acondicionamiento para el microprocesador.

Del estudio se concluye que, de las pruebas que se realizaron para el registro de la SME, se recomienda una posición adecuada al momento de realizar los ejercicios de contracción y relajación del músculo evitando el ruido que se genera por los movimientos. En cuanto al circuito, se recomienda que el amplificador de instrumentación posea un CMRR > 90 dB, para garantizar que las siguientes etapas no sean afectadas por el voltaje a modo común, ya que, es un tipo de ruido que se presenta cuando la tensión es la misma en las entradas.⁷

Seguidamente se toma como referencia la investigación a nivel nacional de Jair L. Loaiza Y Jair L. Loaiza, en el año 2011, en la ciudad de Bogotá, Colombia, denominada, "Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano", esta consiste en una revisión sobre la evolución y retos concernientes al desarrollo de prótesis de mano. Se muestran las características principales de diseños recientes, a nivel internacional, que incorporan una cantidad considerable de funciones, varios grados de libertad y elevado desempeño físico. Esta estudio tiene como objetivo brindar una visión sobre la evolución y las tendencias que tienen las prótesis de mano para pacientes que presentan amputación transradial, para esto, se requiere de una clasificación de las características fundamentales, para realizar una descripción sobre los desarrollos recientes y modelos físicos-matemáticos que sirven para explicar el comportamiento de los componentes que conforman una prótesis, y que intentan emular las funciones y apariencia de una mano real.

Por otro lado, se realiza un diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica, en donde se busca rediseñar y construir un prototipo de pinza digital para prótesis mioeléctrica de mano que adicionalmente incluya la función de rotación (pronosupinación). A su vez, la prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, también se tiene en cuenta en este proyecto, el diseñar y fabricar un prototipo de prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, y a su vez evaluar qué tipo de señales, mioeléctrica o por voz, resulta el más adecuado para su accionamiento.

Por último, se han realizado proyectos para obtener prototipos de prótesis de mano que ejecuten algunas de las funciones principales de esta, pero aún es incipiente la

posibilidad de una producción en masa de un prototipo que sea robusto, confiable y económicamente viable.⁸

La siguiente investigación, fue realizada en la Universidad de Manizales, Colombia en el año 2015, fue propuesta por Giraldo, García y Jaramillo y fue titulada “Diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de código abierto”, y tiene como objetivo desarrollar una prótesis capaz de emular la naturaleza y funcionamiento de una mano humana, de tal manera que el individuo que la use logre mejorar su calidad de vida sin tener que someterse a métodos invasivos que requieren otros tipos de procedimientos.

Para el diseño de esta prótesis se tuvieron en cuenta los diferentes parámetros de diseños, como, la estructura física de la mano y parámetros de diseño; El diseño y control de esta prótesis, se basa en las características mecánicas, eléctricas y morfológicas de la mano, la muñeca y el antebrazo del ser humano, buscando imitar características de apariencia y funcionalidades perfeccionadas. El material seleccionado para construir el prototipo fue el plástico ABS dada su resistencia, bajo peso y flexibilidad, características que comparte con los huesos humanos, este material tiene como valor agregado su bajo costo, elasticidad y resistencia. Las articulaciones fueron incluidas el diseño, su funcionamiento al ensamblar las falanges como eslabones que rotan alrededor de un eje.

-Adquisición de señales EMG, esta tendencia mejora los métodos de fabricación aditiva y las técnicas de adquisición y procesamiento de bioseñales. La posibilidad de obtener señales electromiográficas (EMG) desde la superficie de la piel de un miembro amputado se presenta como una forma intuitiva en la que el usuario puede comandar una prótesis activando las unidades motoras residuales del miembro objetivo.

-Sistema de Electromiografía, el sistema se compone de una etapa de adquisición y pre amplificación de la señal, una etapa de filtrado y amplificación posterior. Para el dispositivo a desarrollar se incluye en el esquema una etapa de acondicionamiento que permita ajustar los valores de tensión de la señal para que esta pueda ser procesada por un microcontrolador.

En esta investigación se obtuvo la fabricación de una prótesis de miembro superior con un costo inferior a los 150 dólares lo que hace que sea accesible para casi cualquier persona que tenga ausencia de un miembro superior.

En otro orden de ideas, este estudio lleva por título “Funciones de las manecillas del Myoeléctrica y 3D-Impreso Presión-Sensored Prótesis: Un estudio comparativo”, realizado por Kyu Ho, Bin, KeunBae, Young, Bong-Ok y Soo-Kyung, en Corea el año 2017. Este consistió en un caso de Un paciente varón de 52 años de edad, tenía un antebrazo derecho aplastado debido a un accidente con una lavadora. Fue admitido en el servicio de urgencias del Hospital de la Universidad Nacional de

Chungnam. Una amputación por vía radial derecha se realizó como una cirugía de emergencia. Después de cuidado de la herida postoperatoria, fue trasladado al Departamento de Medicina de Rehabilitación para la rehabilitación integral y prótesis ajustada. A su ingreso, el paciente fue puesto en la medicación para estabilizar el sitio operado y controlar el dolor del sitio, el dolor fantasma, y trastornos del sueño. La potencia y la amplitud de movimiento del codo y el hombro en el lado de la amputación eran de buena calidad, tal como se evaluó mediante la prueba muscular manual.⁹

Seguidamente se llevó a cabo la creación de la prótesis a medida mioeléctrica (MP) (840 g) para que su uso fuera funcional. Ambos MP y 3D-PSP, se ajustaron a los 2 meses después de la lesión, cuando el sitio de la herida era estable y el volumen de músculo era constante. Las ubicaciones óptimas de los electrodos se decidieron a través de biofeedback, usando un electromiogramal. Luego se utilizó un escáner 3D (3D escáner Artec Eva; Artec, Santa Clara, CA, EE.UU.) y el software CAD (Z Brush), se han fabricado un 3D-PSP para la comparación con la prótesis mioeléctrica personalizado existente. ácido poliláctico se utiliza para imprimir los materiales.

Por otro lado, tiene algunas limitaciones, la corta duración de la batería y el ruido del motor durante el movimiento en 3D-PSP restringe el uso de la prótesis, el paciente fue severamente rechazado por la estética, la tecnología de impresión 3D actual, es difícil de fabricar las piezas de la caja delicados en contacto con la parte cortada del usuario.

Para finalizar se toma como referencia, la investigación que lleva por título “El impacto del uso de una prótesis de las extremidades superiores en la percepción de las diferencias de peso reales e ilusorias”, fue elaborada por Buckingham, Parr, Wood, Vine¹, Dimitriou y Day, en el año 2018, esta consiste en analizar a un grupo de amputados del miembro superior, que experimentaron diferencias de masas reales y diferencias de peso ilusorias en el contexto de la ilusión de 'tamaño-peso. Sorprendentemente, los usuarios de prótesis de miembro superior informaron una ilusión notablemente menor que los controles, a pesar de percepciones equivalentes de una diferencia de masa real.

Los participantes fueron nueve sujetos con amputación de miembros superiores y veinte participantes intactos. El procedimiento requirió una tarea que consistía en que los participantes levantaran y juzgaran el peso de nueve cuboides múltiples. En cada prueba, a los participantes se les pidió que cerraran los ojos, mientras uno de los objetos se colocó frente a ellos sobre la superficie de una mesa. Ellos fueron, entonces se les pidió que abrieran los ojos y levantaran el objeto con el mango.

Se concluyó que los usuarios de prótesis experimentaron una diferencia de peso real de una manera que era indistinguible del control participantes, su experiencia en el SWI se redujo notablemente en comparación con los no anómalos. Esta nueva

disociación entre la percepción de las diferencias de peso reales e ilusorias. Al comparar los amputados y no amputados las poblaciones con estos métodos podrían arrojar luz sobre el tiempo curso de cambios en la representación del cuerpo que se producen como la prótesis incorporada en el esquema del cuerpo.¹⁰

2.1. MARCO TEÓRICO

A continuación, se introduce la revisión literaria de acuerdo al planteamiento del problema establecido a realizar; por consiguiente, se presente la información referente a la fundación materialización 3D, niveles de amputación de miembro superior, la mano humana, tipos de prótesis, por ultimo impresión 3D.

2.1.1. FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D

La Fundación Materialización 3D es una organización franco colombiana sin ánimo de lucro que inició sus labores en París (2013). En el año 2014 se establece en Colombia en Madrid, Cundinamarca. Actualmente cuenta con un espacio para el desarrollo de formación, investigación tecnológica e innovación social ubicado en la ciudad de Bogotá, Colombia.

Esta fundación sin ánimo de lucro, busca la implantación de las nuevas tecnologías y el desarrollo de proyectos innovadores que impulsen el desarrollo económico y social a través de proyectos de ciencia y tecnología que puedan ser compartidos de forma libre, direccionando, planeando, ejecutando y coordinando toda clase de actividades de interés común en la sociedad, principalmente en gestiones y finalidades relacionadas con la gestión social, la educación, la competitividad, la salud, la protección de niños y ancianos, el medio ambiente, las actividades agropecuarias, el desarrollo tecnológico, la generación de empleo, dirigido a personas desprovistas de recursos y el apoyo material y económico a organizaciones privadas de carácter social y sin ánimo de lucro que se propongan objetivos similares a los que se propone la fundación.¹¹

2.1.2. AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad, una operación quirúrgica o en este caso de causa congénita.

Una amputación congénita es la ausencia o malformación de una extremidad desde el nacimiento. Esto sucede mientras la extremidad aún se está formando en el útero no es genética, es decir no pasa de padres, generando extremidades de diferentes longitudes, mal funcionamiento de la articulación, músculos débiles entre otros.¹²

En el desarrollo de este proyecto se utiliza el término “nivel de amputación” que describe el sitio donde está presente la parte de amputación del cuerpo. Junto a

otros factores, el nivel de amputación se utiliza para elegir una prótesis adecuada para cada caso.

Dependiendo del nivel de amputación, se pueden distinguir los siguientes tipos:

- Desarticulación de hombro: Amputación donde no está el brazo en su totalidad a partir de la articulación del hombro.
- Amputación transhumeral: Amputación presente en medio del hueso del humero, (en medio del brazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su hombro más no su codo.
- Desarticulación del codo: Donde la amputación comienza a partir de la articulación del codo.
- Amputación transradial: Amputación presente en medio del hueso del radio (en medio del antebrazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su articulación de codo.
- Desarticulación de muñeca: Donde la amputación comienza desde la articulación de la muñeca, por lo tanto, no está la mano.
- Amputación parcial mano: Donde la amputación comienza después de la articulación de la muñeca.

2.1.3. MANO HUMANA.

Es el órgano primordial para la manipulación del medio que nos rodea, 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, lo que lo hace una de las partes más importante del cuerpo humano.

La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conecta a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos.¹³

La estructura ósea de la mano se muestra en la figura anterior, cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal). El dedo pulgar este fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo.

Esto permite variar la orientación en que se desarrolla el movimiento de doblado y extensión del dedo pulgar, propiedad a través de la cual es posible poner el dedo

pulgar a los otros dedos. El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos.

El dedo pulgar puede realizar los siguientes movimientos:

Abducción-extensión (figura a) que separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.

La aducción (figura b) que aproxima el dedo pulgar al eje de la mano. Su amplitud es de 35 a 40°.

La oposición (figura c) que combinada con la flexión dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°.

La reposición (figura d) devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.¹⁴

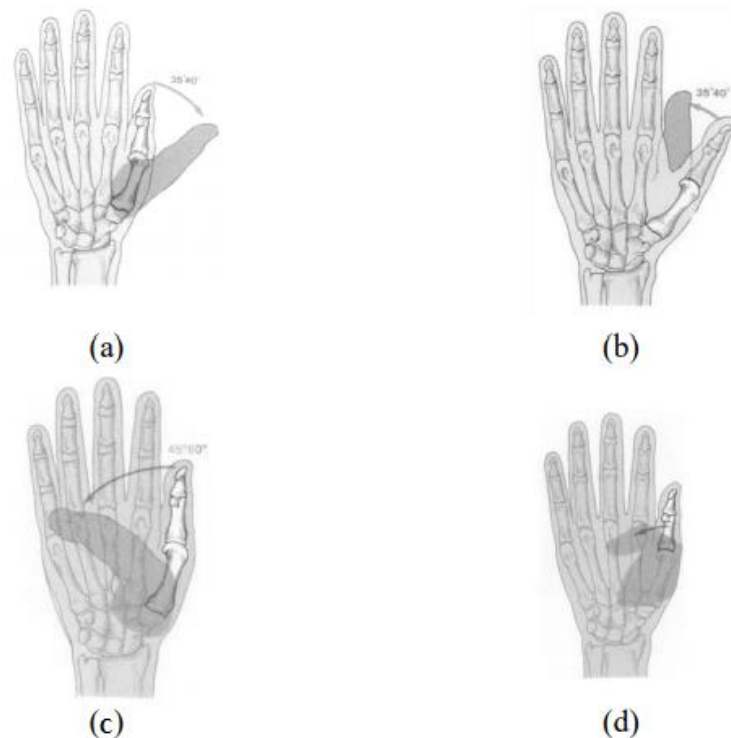


Figura 1. Movimientos del dedo pulgar.
(a) abducción, (b) aducción, (c) oposición y (d) flexión. Tomado de: H. Rouviere, A. Delmas.,
"Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición. 2005. pp. 309-311

2.1.4. TIPOS DE PRÓTESIS

2.1.5. PRÓTESIS MECÁNICAS

Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura voluntarios controlados por medio de un arnés o socket el cual se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y parte también del brazo controlado por el usuario.

Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga o hilos por medio de un arnés o socket y para la acción de abrir o cerrar, esta última se ejecuta con la relajación de los músculos gracias al sistema de hilos o resortes. De esta manera es posible obtener una fuerza de prensión significativa.¹⁵ Sin embargo, solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a que hay una limitación de tamaño e impide la sujeción de muchos objetos.¹⁶

2.1.6. PRÓTESIS ELÉCTRICAS.

Este tipo de prótesis utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable y es posible controlarlas de varias formas, ya sea un servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. En algunas ocasiones se combinan estas formas de control para aumentar la funcionalidad de la prótesis. Se utiliza un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando suspensión de este por medio de succión. La adquisición y la reparación de estos dispositivos es costosa y existen, además, otras desventajas inherentes al mantenimiento, la exposición en medios húmedos y el peso de la prótesis.¹⁷

2.1.7. PRÓTESIS DE MANO NEUMÁTICAS.

Estas prótesis eran accionadas por medio de ácido carbónico comprimido, que proporcionaba una gran cantidad de energía, aunque presentaban como inconveniente las complicaciones de sus aparatos accesorios y el riesgo en el uso del ácido carbónico. Su desarrollo fue interrumpido debido a las dificultades técnicas presentadas y el riesgo a la salud.

2.1.8. PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS.

Este tipo de prótesis son en realidad prótesis eléctricas controladas por medio de una interface mioeléctrica y son hoy en día el miembro protésico con el más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético con una gran fuerza y velocidad de prensión, así como varias posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico es tal vez el sistema de control más popular. Se basa en el

concepto de que al contraerse un músculo del cuerpo se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo; esta señal es muy pequeña, entre 5 a 20 μV .¹⁶

La utilización de electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar las señales EGM, las cuales una vez registradas se amplifican y procesan por parte de un controlador que conmuta con los motores eléctricos encendiéndolos y apagándolos, de manera que puedan realizarse los correspondientes movimientos de la muñeca, el codo y la mano.¹⁸

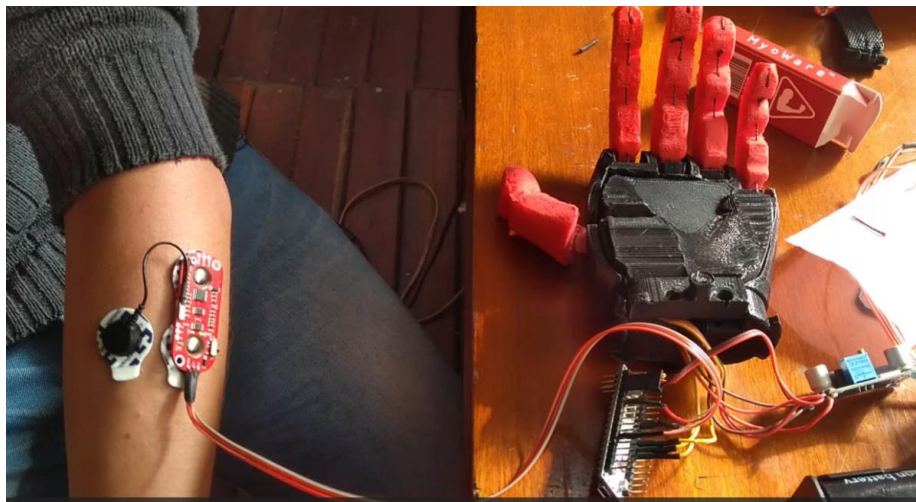


Figura 2. Prótesis mioeléctrica.
Elaboración propia

2.9. IMPRESIÓN 3D.

El inicio de la impresión 3D se remonta a 1976, cuando se inventó la impresora de inyección de tinta. Desde entonces, la tecnología ha evolucionado para pasar de la impresión con tinta a la impresión con materiales, y la impresión 3D ha sufrido cambios durante décadas en diferentes ramas de la industria.¹⁹

La impresión 3D, también conocida como manufactura por adición, es un proceso por el cual se crean objetos físicos colocando un material por capas en base a un modelo digital. Todos los procesos de impresión 3D requieren que el software, el hardware y los materiales trabajen en conjunto.

La tecnología de impresión 3D puede utilizarse para crear todo tipo de cosas, desde prototipos y piezas simples hasta productos finales altamente técnicos,

como piezas para aeronaves (Inglés), edificios ecológicos, implantes médicos que pueden salvar vidas e incluso órganos artificiales que se producen con capas de células humanas.²⁰

2.9.1. TIPOS DE IMPRESIÓN 3D.

2.9.1. FABRICACIÓN CON FILAMENTO FUNDIDO (FFF).

También conocida como modelado por deposición fundida (MDF). Este método de impresión 3D calienta y extrude materiales plásticos. Es común tanto en impresoras 3D domésticas como profesionales.

2.9.1. ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA).

Este método de impresión 3D utiliza la luz UV para curar o endurecer resinas, capa por capa.

2.9.1. SINTERIZADO SELECTIVO POR LÁSER (SLS).

Este método de impresión 3D, común en la manufactura industrial, utiliza láser para fusionar materiales pulverizados, capa por capa.²⁰

CAPÍTULO III.

DESARROLLO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA

3. DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD (QUALITY FUNCTION DEPLOYMENT).

En este apartado se toman como referencia dos investigaciones, el trabajo de grado titulado “Aplicación de la metodología QFD en el proceso de ingeniería de requisitos”, elaborado por Carolina Arroyave Alejandra Maya y Carlos Orozco ²¹; y el estudio titulado “Despliegue De La Función Calidad (QFD)”, realizado por Arturo Ruiz-Falcó Rojas. ²²

El despliegue de función de calidad, es una herramienta que permite hacer un análisis profundo de las etapas en el proceso de fabricación de un producto, para este caso, una prótesis mioeléctrica. Esta herramienta se aplica para mejorar la calidad de la misma, sin referir esta función en un mismo contexto.

Para la aplicación del despliegue de la función de calidad (QFD) en el diseño de una prótesis mioeléctrica, se realizó la recolección de las necesidades implícitas o explícitas básicas de la persona, con el propósito de identificar las características o atributos de funcionamiento en variables de acciones, diseños, partes a mejorar entre otras, traduciéndolas en respuestas innovadoras donde se logre optimizar todas las partes o etapas planteadas y aplicarlas en el desarrollo de los objetivos de este proyecto; de esta forma se pretende mejorar la efectividad del proceso de fabricación y funcionamiento de la prótesis sobrepasando las expectativas de la persona .

Para la aplicación de QFD se tiene en cuenta la orientación de la persona ya que requiere de los parámetros establecidos por estos y se tiene en cuenta la retroalimentación que se aporte en diferentes etapas del proceso. Este punto, es importante ya que la información suministrada es necesaria para establecer los requisitos específicos de la persona.

Por consiguiente, uno de los factores más importantes en la implementación de QFD, es la eficiencia en tiempo, ya que, mediante la aplicación de este, se puede reducir el tiempo de desarrollo de la prótesis debido a que su construcción se centra

en expectativas y requisitos de la persona omitiendo de esta manera las características que no tienen mucha importancia.

También, se orienta al trabajo en equipo, ya que todas las decisiones para la construcción de la prótesis mioeléctrica incluyen las decisiones en conjunto del equipo de trabajo de la fundación; Se hace una discusión a fondo con todas las posibles ideas que puedan aportar en cada uno de los puntos planteados para el desarrollo de este proyecto, apoyándose mediante simulaciones en programas de software CAD en muestras de diferentes materiales en impresión 3D, y en prueba de materiales electrónicos para la implementación.

Es importante realizar una documentación previa durante el proceso de construcción de la prótesis, ya que en esta se reúne toda la información y datos adquiridos acerca de todos los procesos, esta documentación cambia constantemente en cuanto se adquiera información nueva sobre las necesidades de la persona y el desarrollo que se haga en cada una de las etapas.

Una de las ventajas de utilizar QFD en la propuesta planteada, es que permite una participación activa de la persona para la construcción de su prótesis, enfocándose principalmente en sus necesidades y requerimientos para que de esta forma la prótesis tenga una mejor calidad por medio de la optimización del modelo estructural electrónico y de programación, reduciendo el tiempo y los cambios en las etapas.¹⁹

El primer paso que se llevó a cabo para la implementación de la matriz QFD, fue analizar a fondo el objetivo general planteado en este proyecto, desarrollando una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial, utilizando tecnologías 3D, debido a que estas darán inicio a todo el desarrollo de la metodología.

3.1. DEFINICIÓN DE LOS QUÉ(S).

El siguiente paso consiste en definir la lista de las expectativas, es decir los “Qué(s)”, donde se constituye el clarificar y especificar las necesidades de las personas beneficiadas, en el cual se establece una identificación plena de lo que se pretende lograr; para esto se hace necesaria realizar una encuesta. A continuación, se expone un ejemplo, que es un caso para el mejoramiento del diseño de una página Web, las necesidades que se pudieron identificar, fueron:

Los aspectos más importantes en el análisis de los Qué(s)”

- ¿Necesidades de la persona?
- ¿Qué características son las deseadas por la persona?

	QUÉ(S)
1	Seguridad
2	Facilidad de instalación
3	Fabricación en poco tiempo
4	Autonomía
5	Poco mantenimiento
6	Económica
7	Sin conexión externa
8	Facilidad de acceso a materiales
9	Facilidad de mantenimiento
10	Buen rango de movimiento
11	Cómoda
12	Estética
13	Resistente
14	Liviana
15	Facilidad de manipulación

Tabla 1. Identificación de los Qué(s).
Elaboración propia.

Descripción de la figura: Se muestran los Qué(s) más relevantes sobre la encuesta realizada a las personas beneficiadas, estos aspectos son los más importantes a tener en cuenta para la fabricación de la prótesis mioeléctrica.

3.2. ANÁLISIS DE LOS QUÉ(S).

Lo primero que se debe hacer es clasificar los Qué(s) según su importancia, para ello, se utiliza la encuesta a los usuarios donde clasifiquen la importancia de cada aspecto, para este caso se enumeraron 15 necesidades o requerimientos de las personas y se les otorga un grado de importancia que tienen estas necesidades de 1 a 10 para evaluar la importancia de cada uno de los Qué(s) donde:

Valor **10** para relaciones alta.

Valor **8** para relaciones media alta.

Valor **5** para relaciones medias.

Valor **3** para relaciones medias bajas.

Valor **1** para relaciones bajas.

	QUÉ(S)	ponderación qué(s)
1	Seguridad	10
2	Facilidad de instalación	5
3	Fabricación en poco tiempo	8
4	Autonomía	10
5	Poco mantenimiento	5
6	Económica	5
7	Sin conexión externa	3
8	Facilidad de acceso a materiales	3
9	Facilidad de mantenimiento	5
10	Buen rango de movimiento	10
11	Cómoda	5
12	Estética	5
13	Resistente	10
14	Liviana	8
15	Facilidad de manipulación	10

Tabla 2. Ponderación de los Qué(s).
Elaboración propia.

La tabla anterior, muestra la importancia de cada que, donde se fija un objetivo que alcanzar con valores entre 1 y 10, los cuales son puestos en la columna de ponderación.

3.3. DEFINICIÓN DE LOS CÓMO(S).

En esta esta etapa los Qué(s), son trasladados en los correspondientes cómo(s). Estos Cómo(s) son usualmente conocidos como la forma en la cual van a ser cumplidos, los Qué(s) según los requerimientos de las personas; Una de las características principales es que deben ser medibles, de manera similar a lo establecido en los Qué(s), elaborando una lista teniendo en cuenta cada uno de los qué(s), dicha lista está estructurada de una manera arborescente para un mejor entendimiento de este.

Este proceso de identificar los Cómo(s) se repite tantas veces como sea necesario, esto se realiza con el fin de mejorar los Cómo(s) hasta un nivel asequible, asegurando que los objetivos no se pierdan y se desarrolle una estrategia de mejoramiento en la fabricación de una prótesis mioeléctrica.

Para identificar los Cómo(s) es útil realizar sesiones con las personas beneficiadas para analizar cada aspecto en pro de la mejora de la prótesis mioeléctrica teniendo en cuenta el problema que se desea solucionar, según esto se estableció los siguientes cómo(s).

3.4. RELACIÓN ENTRE LOS CÓMO(S)

Los distintos Cómo(s), rara vez son independientes los unos de los otros y se debe analizar las posibles relaciones que puedan existir entre ellos. Para esta relación, se utiliza una matriz triangular, teniendo en cuenta las diagonales e interacciones existentes entre los mismos, esta acción recibe el nombre “tejado”, aunque en muchos lugares sea conocido como “casa de calidad”.

Esta matriz triangular, se ubica en la parte superior de los Cómo(s), se indica el sentido y el rango de correlación entre los Cómo(s), seguidamente se examinan de dos en dos, dependiendo la interacción de la ubicación, haciéndose de una manera sucesiva.

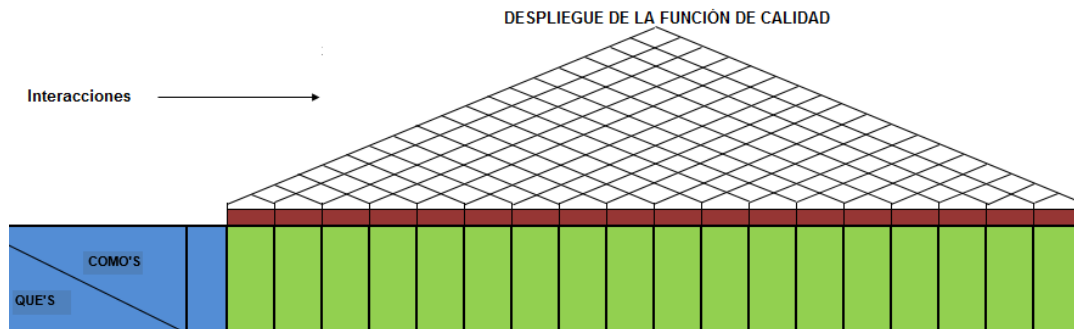


Figura 3. Formato de matriz relación entre los Qué(s) y los Cómo(s).
Elaboración propia.

Este proceso, es bastante importante porque se identifican las posibles internaciones entre los Cómo(s), ya sean estas positivas o negativas, por ejemplo, que no tenga conexiones externas repercute negativamente en la batería. Posteriormente, se identifica la existencia de una correlación positiva entre dos Cómo(s), esto puede significar una redundancia o conflictos entre estos. Es suficiente con llevar a cabo uno de los dos Cómo(s) para que se cumplan ambos. La existencia de una correlación negativa entre dos Cómo(s) puede significar una

incompatibilidad o una contradicción para las cuales se debe buscar una respuesta y dar una posible solución. El análisis de esta matriz triangular se hace significativo, ya que se puede evitar el descubrimiento tardío de problemas que puedan afectar los aspectos mencionados anteriormente, sirviendo, por lo tanto, como instrumento de verificación y también de mejora.

Dentro de los Cómo(s) se establecieron los siguientes:

- Optimización electrónica
- Optimización diseño estructural
- Optimización programación
- Maquinaria y herramienta disponible
- Materiales resistentes y de buena calidad
- Ubicación de elementos
- Ensamble compacto
- Manuales de capacitación
- Optimización de densidad de las piezas
- Aislar componentes electrónicos
- Implementación de varias etapas de seguridad
- Desarmable
- Calibración
- Adaptabilidad
- Personalizable
- Mayor número de pruebas
- Mejores uniones
- Optimización de impresión

COMO'S	Optimización electrónica	Optimización diseño estructural	Optimización programación	Maquinaria y herramienta disponible	Materiales resistentes y de buena calidad	Ubicación de elementos	Ensamble compacto	Manuales de capacitación	Optimización de densidad de las piezas	Aislar componentes electrónicos	Implementación de varias etapas de seguridad	Desarmable	Calibración	Adaptabilidad	Personalizable	Mayor número de pruebas	Mejores uniones	Optimización de impresión
--------	--------------------------	---------------------------------	---------------------------	-------------------------------------	---	------------------------	-------------------	--------------------------	--	---------------------------------	--	------------	-------------	---------------	----------------	-------------------------	-----------------	---------------------------

Figura 4. Identificación de los Cómo(s).
Elaboración propia.

3.5. ANÁLISIS DE LOS CÓMO.

Para estudiar los Cómo(s) se debe analizar los objetivos específicos que aún se deben alcanzar, para cumplir finalmente con los detalles que requiere la prótesis. Aquí primeramente se tiene que fijar la orientación a la que se quiere llegar con cada Cómo(s), por ejemplo, utilizar más motores en la prótesis es mejor, pero menos espacio en ella es peor.

Es significativo resaltar que El hecho de que un solo Qué(s) puede dar lugar a varios Cómo(s) y a su vez, un Cómo puede dar respuesta a varios Qué(s).

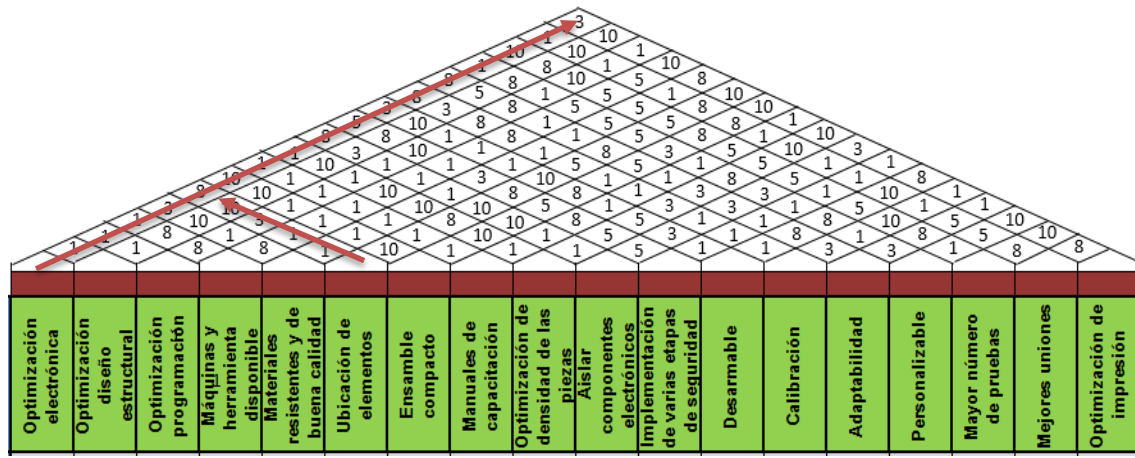


Figura 5. Matriz relación de los Qué(s) y los Cómo(s).
Elaboración propia.

Por lo mencionado anteriormente, se establece la relación entre todos y cada uno de los Cómo(s) colocando el valor según el grado de importancia para la relación que se tenga en estos, por ejemplo, si se observa la tabla anterior, un ejemplo podría ser la optimización de la electrónica y la ubicación de elementos en la prótesis donde se crucen sus diagonales se tendrá que poner el valor de relación que tengan estos Cómo(s), para este caso fue un valor de 8, ya que tiene una relación media alta.

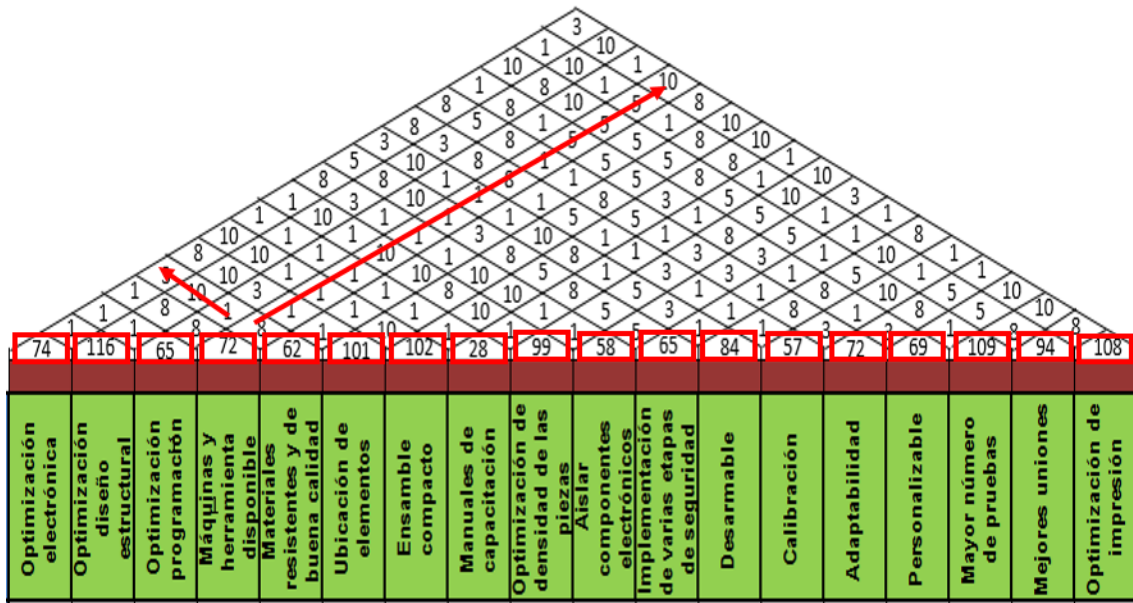


Figura 6. Ponderación de los cómo(s).
Elaboración propia.

Ahora bien, el siguiente paso a realizar, es calcular la ponderación de cada Cómo(s) para ello se debe sumar los valores en las diagonales que involucra cada Cómo, esto es necesario para establecer que Cómo es el más importante. Por ejemplo, en la tabla anterior se calculará el valor que tienen las máquinas y las herramientas disponibles para ello, se toman los valores de la diagonal mayor a 90 grados por la izquierda $(1+10+3)$ y menor a 90 grados por la derecha $(8+1+1+1+10+1+1+1+8+1+5+5+5+10)$, para una ponderación total de 72.

En el Análisis de los Cómo(s) se debe observar cual tiene más peso sobre el anterior o sobre todos los demás, esto se hace vital, para tener una ponderación más exacta; Para ello, se debe dividir todos los valores sobre el valor más bajo. En la siguiente tabla se puede observar dentro del recuadro rojo los valores obtenidos:

	74	116	65	72	62	101	102	28	99	58	65	84	57	72	69	109	94	108
	2,64	4,14	2,32	2,57	2,21	3,6	3,64	1	3,53	2,07	2,32	3	2,03	2,57	2,46	3,89	3,35	3,8
Optimización electrónica																		
Optimización diseño estructural																		
Optimización programación																		
Máquinas y herramienta disponible																		
Materiales resistentes y de buena calidad																		
Ubicación de elementos																		
Ensamble compacto																		
Manuales de capacitación																		
Optimización de densidad de las piezas																		
Aislar componentes electrónicos																		
Implementación de varias etapas de seguridad																		
Desarmable																		
Calibración																		
Adaptabilidad																		
Personalizable																		
Mayor número de pruebas																		
Mejores uniones																		
Optimización de impresión																		

Figura 7. Ponderación total de los cómo(s).
Elaboración propia.

Por último, se le debe asignar un valor previamente asignado para evaluar la importancia, teniendo en cuenta el peso obtenido de los Cómo(s), que se muestra a continuación.

	74	116	65	72	62	101	102	28	99	58	65	84	57	72	69	109	94	108
	2,64	4,14	2,32	2,57	2,21	3,6	3,64	1	3,53	2,07	2,32	3	2,03	2,57	2,46	3,89	3,35	3,8
	5	10	3	5	3	8	8	1	8	3	3	5	3	5	3	10	8	10
Optimización electrónica																		
Optimización diseño estructural																		
Optimización programación																		
Máquinas y herramienta disponible																		
Materiales resistentes y de buena calidad																		
Ubicación de elementos																		
Ensamble compacto																		
Manuales de capacitación																		
Optimización de densidad de las piezas																		
Aislar componentes electrónicos																		
Implementación de varias etapas de seguridad																		
Desarmable																		
Calibración																		
Adaptabilidad																		
Personalizable																		
Mayor número de pruebas																		
Mejores uniones																		
Optimización de impresión																		

Figura 8. Evaluación de importancia de los cómo(s).
Elaboración propia.

3.6. RELACIÓN ENTRE LOS QUÉ(S) Y LOS CÓMO(S)

Para la construcción de esta parte de la matriz, se valora la influencia que tienen los distintos Qué(s) en la obtención de los distintos Cómo(s). Para esto, se adopta una escala de correlación como la propuesta anteriormente, valor **10** para relaciones alta, valor **8** para relaciones media alta, valor **5** para relaciones medias, valor **3** para relaciones medias bajas, valor **1** para relaciones bajas.

Se establecen los diferentes Qué(s) sobre todos los Cómo(s) como se muestra a continuación:

QUÉ(S)	CÓMO(S)	Ponderación Qué(s)	Optimización electrónica	Optimización diseño estructural	Optimización programación	Máquinas y herramienta disponible	Materiales resistentes y de buena calidad	Ubicación de elementos	Ensamble compacto	Manuales de capacitación	Optimización de densidad de las piezas	Aislar componentes electrónicos	Implementación de varias etapas de seguridad	Desarmable	Calibración	Adaptabilidad	Personalizable	Mayor número de pruebas	Mejores uniones	Optimización de impresión	
			1 Seguridad	10																	
2 Facilidad de instalación	5																				
3 Fabricación en poco tiempo	8																				
4 Autonomía	10																				
5 Poco mantenimiento	5																				
6 Económica	5																				
7 Sin conexión externa	3																				
8 Facilidad de acceso a materiales	3																				
9 Facilidad de mantenimiento	5																				
10 Buen rango de movimiento	10																				
11 Cómoda	5																				
12 Estética	5																				
13 Resistente	10																				
14 Liviana	8																				
15 Facilidad de manipulación	10																				

Figura 9. Relación de los Qué(s) y los cómo(s).
Elaboración propia.

La asignación y clasificación de las relaciones entre estos deben ser realizadas de forma cuidadosa y verificada, un número considerable de veces fueron identificadas por las personas beneficiadas con el fin de que compartan su experiencia en la construcción del despliegue de la función de Calidad de la construcción de la prótesis mioeléctrica.

En la siguiente tabla se muestra despliegue de la función de Calidad con la matriz de relaciones llena. De esta forma se puede traducir los aspectos abstractos de la lista de los Qué(s) en características medibles de la lista de los Cómo(s).

QUÉ(S)	CÓMO(S)	Ponderación Qué(s)	Optimización electrónica	Optimización diseño estructural	Optimización programación	Máquinas y herramienta disponible	Materiales resistentes y de buena calidad	Ubicación de elementos	Ensamble compacto	Manuales de capacitación	Optimización de densidad de las piezas	Aislar componentes electrónicos	Implementación de varias etapas de seguridad	Desarmable	Calibración	Adaptabilidad	Personalizable	Mayor número de pruebas	Mejores uniones	Optimización de impresión
			1 Seguridad	10	8	10	5	5	10	10	10	10	8	3	10	10	3	5	8	1
2 Facilidad de instalación	5	1	8	1	3	2	5	10	8	3	8	10	8	5	10	1	8	5	3	3
3 Fabricación en poco tiempo	8	10	10	10	10	3	3	5	1	5	3	1	1	3	1	1	1	1	3	10
4 Autonomía	10	10	3	10	3	8	3	1	1	3	1	5	1	1	1	1	1	5	1	1
5 Poco mantenimiento	5	10	10	5	10	3	5	8	1	8	8	8	3	3	1	1	1	8	8	8
6 Económica	5	3	5	1	8	8	1	1	1	8	1	1	8	1	1	8	1	5	8	8
7 Sin conexión externa	3	10	8	1	5	1	8	8	3	1	8	1	8	1	8	1	1	1	5	5
8 Facilidad de acceso a materiales	3	8	8	1	10	10	3	3	3	1	1	1	5	1	1	8	1	3	3	3
9 Facilidad de mantenimiento	5	8	8	3	3	5	5	5	3	1	5	10	10	10	8	3	8	8	5	5
10 Buen rango de movimiento	10	5	10	10	1	3	8	5	1	3	1	8	10	8	10	1	8	5	8	8
11 Cómoda	5	1	10	3	1	3	10	8	1	5	5	3	8	1	8	1	5	8	5	5
12 Estética	5	1	8	1	1	2	8	8	1	5	5	1	10	3	5	10	1	10	8	8
13 Resistente	10	1	8	1	1	8	5	1	1	10	1	5	1	1	10	1	3	8	10	10
14 Liviana	8	8	8	5	1	5	5	1	1	10	1	1	1	1	3	8	1	3	5	10
15 Facilidad de manipulación	10	8	5	10	3	5	1	1	1	10	10	3	5	8	5	5	1	5	5	3

Tabla 3. Relación de los Qué(s) y los Cómo(s).
Elaboración propia.

Es de gran importancia verificar que todos los Qué(s) más importantes están relacionados con uno o varios Cómo(s), ya que posiblemente habría aspectos que no se estarían teniendo en cuenta.

3.7. PUNTUACIÓN FINAL Y ANÁLISIS.

Una vez rellenado esto, el aspecto del Despliegue de la función calidad a analizar, es la ponderación absoluta que se obtiene de la relación de cada Cómo por separado multiplicado por la ponderación individual de cada Qué y el valor de importancia asignado a los Cómo, sumado por esta relación uno a uno hasta completar todos, expresado por la siguiente ecuación:

$$\text{Ponderación absoluta} = (\sum \text{Relacion de los Qué(s) y Cómo(s)}) * (\sum \text{ponderación de los Qué(s)}) * (\sum \text{Valor asignado para los Cómo(s)})$$

Según la formula anterior, aplicada a la matriz QFD, por ejemplo, en el Cómo definido optimización de electrónica y los Qué(s) de seguridad y facilidad de instalación, se tiene un valor de 8 ,que fue el valor dado entre la relación de optimización de electrónica y seguridad, se, debe multiplicar por la ponderación de este que tiene un valor de 10 y se multiplica por el valor dado entre el análisis de los Cómo(s), en este caso tiene un valor de 5 por lo tanto $8*10*5$ más el siguiente valor $1*5*5$.

	QUÉ(S)	CÓMO(S)
1	Seguridad	Optimización electrónica: 8
2	Facilidad de instalación	Optimización electrónica: 1

Figura 10. Ejemplo ponderación absoluta.
Elaboración propia.

Una vez realizado la ponderación absoluta de todos los Qué(s) con relación a todos los Cómo(s) se obtiene:

PONDERACIÓN ABSOLUTA	3190	7970	1668	1965	1656	4296	3528	339	4928	1137	1551	2600	1107	2975	639	4830	4784	6690
----------------------	------	------	------	------	------	------	------	-----	------	------	------	------	------	------	-----	------	------	------

Figura 11. Resultado de ponderación absoluta.
Elaboración propia.

El paso a seguir es calcular la ponderación relativa para establecer que Cómo en relación de los Qué(s) tiene mayor o menor prioridad o que aspecto se debe mejorar, para ello se debe encontrar el valor más pequeño dentro de la relación absoluta y dividir todas las relaciones sobre ese valor, para este caso el valor más bajo fue el manual de capacitación que es de 339 , por ejemplo para calcular la ponderación relativa con dicho valor y la de optimización electrónica donde se obtuvo un valor de 3190 se tendría:

$$\frac{3190}{339} = 9.41$$

PONDERACIÓN ABSOLUTA	→	3190	7970	1668	1965	1656	4296	3528	339	4928	1137	1551	2600	1107	2975	639	4830	4784	6690
PONDERACIÓN RELATIVA	→	9.41	23.51	4.92	5.796	4.885	12.67	10.41	1	14.54	3.354	4.575	7.67	3.265	8.776	1.885	14.25	14.11	19.73

Figura 12. Ponderación Relativa.
Elaboración propia.

Los valores obtenidos de la ponderación relativa para cada relación de los Qué(s) y Cómo(s) se muestran en la tabla anterior.

Por último, se establece la prioridad de cada relación, esto se hace mediante la culminación de todo el análisis realizado anteriormente; se debe realizar paso a paso sin saltarse uno del otro con riguroso cuidado dando una revisión de este varias veces para dar con los objetivos propuestos.

Según lo anterior se obtuvo que:

PONDERACIÓN ABSOLUTA	→	3190	7970	1668	1965	1656	4296	3528	339	4928	1137	1551	2600	1107	2975	639	4830	4784	6690
PONDERACIÓN RELATIVA	→	9.41	23.51	4.92	5.796	4.885	12.67	10.41	1	14.54	3.354	4.575	7.67	3.265	8.776	1.885	14.25	14.11	19.73
PRIORIDAD	→	8	1	12	11	13	6	7	18	3	15	14	10	16	9	17	4	5	2

Figura 13. Prioridad de los Cómo(s).
Elaboración propia.

Si se organiza la prioridad de los Cómo(s) de la prioridad más alta a la menor, se obtiene que la optimización del diseño estructural y la optimización de la impresión 3D son las más altas y los manuales de capacitación es la más baja, aunque se obtuvo que fuera la más baja, no se deje excluir en el proceso de la fabricación de la prótesis mioeléctrica y se debe dar importancia en el cumplimiento de este punto.

Por otro lado, el orden de prioridad se ve evidenciado en la siguiente tabla.

PRIORIDAD	CÓMO(S)
1	Optimización diseño estructural
2	Optimización de impresión
3	Optimización de densidad de las piezas
4	mayor número de pruebas
5	Mejores uniones
6	Ubicación de elementos
7	Ensamble compacto
8	Optimización electrónica
9	Adaptabilidad
10	Desarmable
11	Máquinas y herramienta disponible
12	Optimización programación
13	Materiales resistentes y de buena calidad
14	Implementación de varias etapas de seguridad
15	Aislar componentes electrónicos
16	Calibración
17	Personalizable
18	Manuales de capacitación

Tabla 4. Prioridad de los Cómo(s).
Elaboración propia.

Interacciones →

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	10	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
3	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
4	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
5	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
6	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
7	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
8	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
9	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
10	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
11	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
12	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
13	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
14	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
15	10	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	74	116	65	72	82	101	102	99	58	65	84	57	72	69	109	8	94	108		
	2,64	4,14	2,32	2,57	2,21	3,6	3,64	1	3,53	2,07	2,32	3	2,03	2,57	2,46	3,89	3,35	3,8		
	5	10	3	5	3	8	8	1	8	3	3	5	3	5	3	10	8	10		

	Optimización electrónica	Optimización de diseño estructural	Optimización de programación	Máquinas y herramientas disponibles	Materiales resistentes y de buena ubicación de elementos	Ensamble compacto	Mantas de capacidad	Optimización de densidad de las piezas	Aislar componentes electrónicos de varias etapas de	Desarrollables	Calibración	Adaptabilidad	Personalizable	Mayor número de pruebas	Mejores uniones	Optimización de impresión				
1	8	10	5	5	10	8	10	8	10	3	5	8	1	8	10	8				
2	1	8	1	3	2	5	10	3	8	10	5	10	1	8	5	3				
3	10	10	10	3	3	5	1	5	3	1	3	1	1	1	3	10				
4	10	3	10	3	3	1	1	3	1	1	1	1	1	5	1	1				
5	10	10	5	10	3	5	8	1	8	8	3	1	1	8	8	8				
6	3	5	1	8	8	1	1	8	1	8	1	1	1	8	1	5				
7	10	8	1	5	1	8	8	3	1	8	1	5	1	1	5	5				
8	8	8	1	10	10	3	3	1	1	1	1	1	1	8	1	3				
9	8	8	3	3	5	5	3	1	5	10	10	8	3	8	8	5				
10	5	10	10	1	3	8	5	1	3	1	8	10	1	8	5	8				
11	5	10	3	1	3	10	8	1	5	3	8	1	8	1	5	8				
12	5	1	8	1	2	8	8	1	5	1	10	3	5	10	1	8				
13	1	8	1	1	8	5	1	1	10	1	1	10	1	3	8	10				
14	8	8	5	1	5	5	1	1	10	1	3	8	1	3	5	10				
15	8	5	10	3	5	1	1	10	10	3	5	5	1	5	5	3				
	3190	7970	1688	1985	1656	4296	3528	339	4928	1137	1551	2600	1107	2375	639	4830	4784	8690		
	9,41	23,51	4,32	5,796	4,885	12,67	10,41	1	14,54	3,354	4,575	7,67	3,265	8,776	1,885	14,25	14,11	19,73		
	8	1	12	11	13	6	7	18	3	15	14	10	16	9	17	4	4	5	2	
	PRIOIRIDAD																			

1. Definir los Qué(s)	
2. Analisis de los Qué(s)	
3. Definir los Cómo(s) se puede satisfacer los Qué(s)	
4. Relacion entre los Cómo(s)	
5. Analisis de los Cómo(s)	
6. Determinar la relación entre los Qué(s) y los Cómo(s). Valor 10 para relaciones alta Valor 8 para relaciones media alta Valor 5 para relaciones medias Valor 3 para relaciones medias bajas Valor 1 para relaciones bajas	
7. Puntuación final y análisis	

Tabla 5. Matriz QFD.
Elaboración propia.

3.4. DISEÑO CAD.

3.5. TOMA DE MEDIDAS.

Los pasos para la toma de medidas, y demás pasos para recolectar la información necesaria para diseñar y fabricar una prótesis impresa en 3D, se muestran a continuación, esta se hace necesaria para cumplir las expectativas que la persona desea.

El primer paso es, recibir a la persona beneficiaria, se informa de la manera más honesta acerca del proceso, teniendo en cuenta tiempos de producción, deberes de las personas. Es muy importante tener en cuenta, la información brindada, ya que puede ser útil para el proceso de creación de la prótesis, como se mencionó en el capítulo anterior. Se muestran las prótesis con las que se han trabajado para aclarar las expectativas y se registre información determinante para el proceso de diseño de la prótesis.

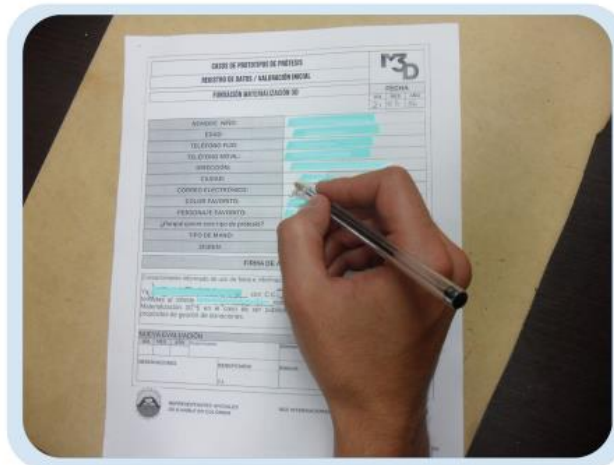


Figura 14. formato de datos personales.

Tomado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.

El segundo paso, consiste en, definir qué tipo de amputación es, para cada caso se debe especificar en el formato de toma de medidas.

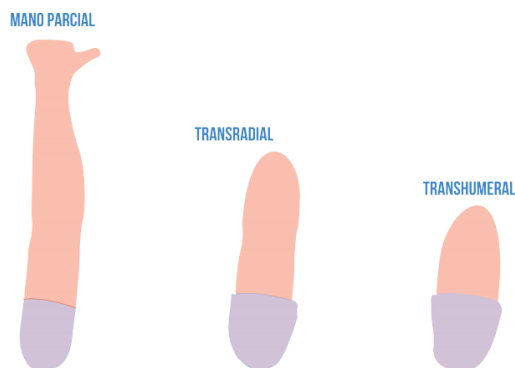


Figura 15. Tipo de amputación.

Tomado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.

Después de esto, se toman las medidas del brazo de referencia para esto se hace preciso, el uso de un calibrador o pie de rey y una cinta métrica, como se muestra a continuación:



Figura 16. Tomo de medidas (brazo referencia).

Tomado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.

Se muestra el esquema de un brazo completo y se enumeran todas y cada una de las partes necesarias para la construcción de la prótesis mioeléctrica, después se

evidencia, uno a uno los pasos de cómo se deben tomar estas medidas y su forma correcta.

Para el caso de que la amputación sea de tipo mano parcial, el procedimiento es tomar las medidas máximas teniendo en cuenta el tamaño que se considera al momento de escalar la mano para que tenga el espacio suficiente con el fin de que la mano se acomode, como se muestra a continuación.

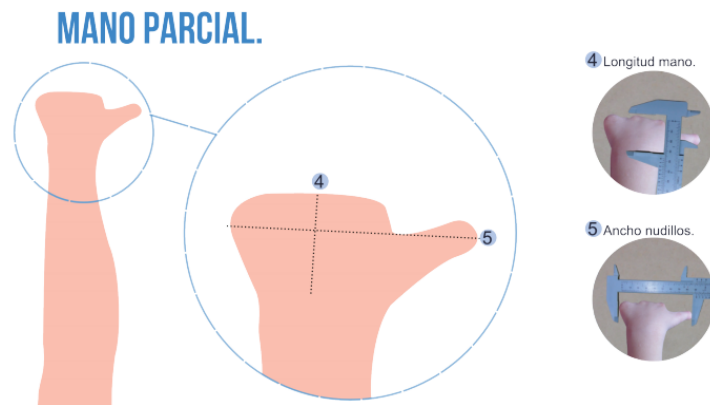


Figura 17. Toma de medidas mano parcial.

Tomado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.

En el caso de que la amputación sea de tipo transradial el procedimiento para la toma de medidas se muestra a continuación, donde se muestra un esquema enumerado del lugar y posición de cómo son tomadas.

TRANSRADIAL (POR DEBAJO DEL CODO).

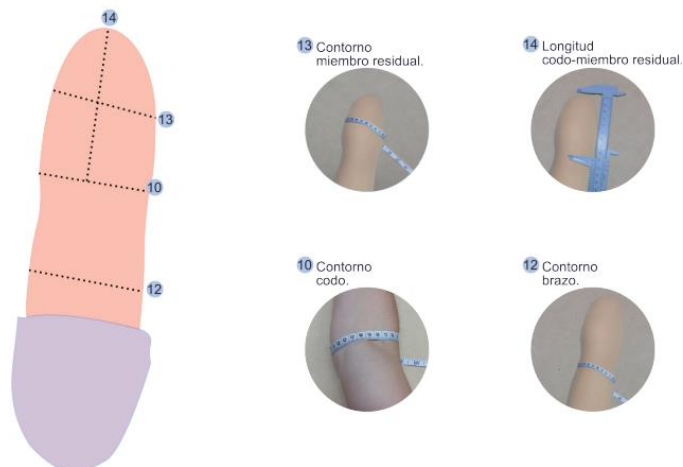


Figura 18. Toma de medidas amputación transradial.

Tomado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.

En el caso de que la amputación sea de tipo transradial el procedimiento para la toma de medidas se muestra a continuación, donde se muestra un esquema enumerado del lugar y posición de cómo son tomadas.

En algunos casos, se puede requerir el uso de un escáner 3D, ya que, es un dispositivo que captura objetos físicos para generar geometrías digitales que, en este caso, se pueden utilizar como referencia para las medidas.²³

3.5.1. FORMATO PARA TOMA DE MEDIDAS.

A continuación, se muestra el formato de toma de medidas teniendo en cuenta los pasos anteriormente explicados utilizado para la toma de medidas.


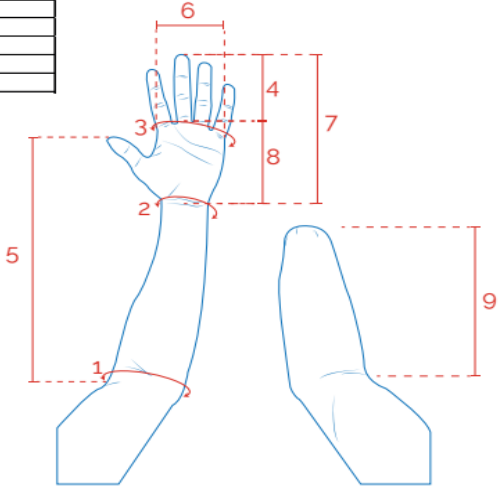
		FORMATO PARA TOMA DE MEDIDAS PRÓTESIS	
		Código:	PR-FMT-01
		Revisión:	01
		Fecha:	
		Página:	01 de 01
Nombre del niño Edad Teléfono fijo Teléfono móvil Ciudad Dirección Correo electrónico Nombre del acudiente Mano a elaborar		Tipo de amputación Transhumeral(ArribaDelCodo) Transradial(DebajoDelCodo)	
MANO IZQUIERDA			
1	Contorno codo		
2	Contorno muñeca		
3	Contorno palmar		
4	Longitud dedo medio (Punta-Nudillo)		
5	Longitud hasta el codo(PuntaPulgar-Codo)		
6	Ancho metacarpial		
7	Largo de la mano (Muñeca-PuntaDedoMedio)		
8	Largo palma de la mano		
9	Largo muñon (Punta muñon - Codo)		
MANO DERECHA			
1	Contorno codo		
2	Contorno muñeca		
3	Contorno palmar		
4	Longitud dedo medio (Punta-Nudillo)		
5	Longitud hasta el codo(PuntaPulgar-Codo)		
6	Ancho metacarpial		
7	Largo de la mano (Muñeca-PuntaDedoMedio)		
8	Largo palma de la mano		
9	Largo muñon (Punta muñon - Codo)		

Figura 19. formato de toma de medidas.
 Tomado de: <http://materializacion3d.com/project/hazlotumismo/>.

Llenando el formato, las medidas correspondientes para las personas son las siguientes:

MEDIDAS PERSONA UNO.			
Tipo de amputación		Transradial.	
		Derecha	Izquierda
1	Distancia entre epicondilos	8 cm	9.5 cm
2	Contorno muñeca	13.1 cm	
3	Contorno palma	16 cm	
4	Longitud dedo medio (Punta-Nudillo)	7.2 cm	
5	Longitud hasta el codo (PuntaPulgar-Codo)	30 cm	
6	Ancho metacarpial	7 cm	
7	Largo palma de la mano	15.4 cm	
8	Largo de la mano (Muñeca-PuntaDedoMedio)	9 cm	
9	Largo muñón (Punta muñón-codo)	21.2 cm	9.5 cm
10	Contorno de la punta del muñón		17.5 cm

Tabla 6. Medidas persona uno.
Elaboración propia.

MEDIDAS PERSONA DOS.			
Tipo de amputación		Transradial.	
		Derecha	Izquierda
1	Distancia entre epicondilos	8 cm	7.5 cm
2	Contorno muñeca	12 cm	
3	Contorno palma	14.5 cm	
4	Longitud dedo medio (Punta-Nudillo)	6.7 cm	
5	Longitud hasta el codo (PuntaPulgar-Codo)	24.5 cm	
6	Ancho metacarpial	7 cm	
7	Largo palma de la mano	13.3 cm	
8	Largo de la mano (Muñeca-PuntaDedoMedio)	8 cm	
9	Largo muñón (Punta muñón-codo)	18.5 cm	4.4 cm
10	Contorno de la punta del muñón		13.7 cm

Tabla 7. Medidas persona dos.
Elaboración propia.

MEDIDAS PERSONA TRES.			
Tipo de amputación		Transradial.	
		Derecha	Izquierda
1	Distancia entre epicondilos	10 cm	9.5 cm
2	Contorno muñeca	18 cm	
3	Contorno palma	18 cm	
4	Longitud dedo medio (Punta-Nudillo)	7.5 cm	
5	Longitud hasta el codo (PuntaPulgar-Codo)	34 cm	
6	Ancho metacarpial	9 cm	
7	Largo palma de la mano	17.4 cm	
8	Largo de la mano (Muñeca-PuntaDedoMedio)	10 cm	
9	Largo muñón (Punta muñón-codo)	21.2 cm	9.5 cm
10	Contorno de la punta del muñón		23 cm

Tabla 8. Medidas persona tres.
Elaboración propia.

Después de tener las medidas correspondientes se hace el diseño de las partes en un software CAD, cabe resaltar que las tres personas tienen una amputación del mismo tipo, transradial.

3.6. PROTESIS 2.0.

La iniciativa de esta prótesis empezó con ayudar a una persona que tiene una amputación transhumeral en el brazo derecho y una amputación transradial en el brazo izquierdo, las dos amputaciones son de causa congénita. A raíz de lo anterior, surge el objetivo de este proyecto, que tiene como fin desarrollar una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial por lo tanto se trabajara en la mejora de la prótesis del brazo izquierdo correspondiente a una amputación transradial.

Para ello se rediseñarán muchas de las partes que conforman la estructura analizando que tenga una mejor respuesta referente a sus movimientos, puntos de unión, aprovechando mejor el espacio de trabajo de conexiones, se utilizaran diferentes componentes electrónicos que sean de dimensiones más pequeñas ofreciéndonos características similares o mejores a las utilizadas anteriormente.

3.6.1. MODELADO 3D, DISEÑO EN CAD.

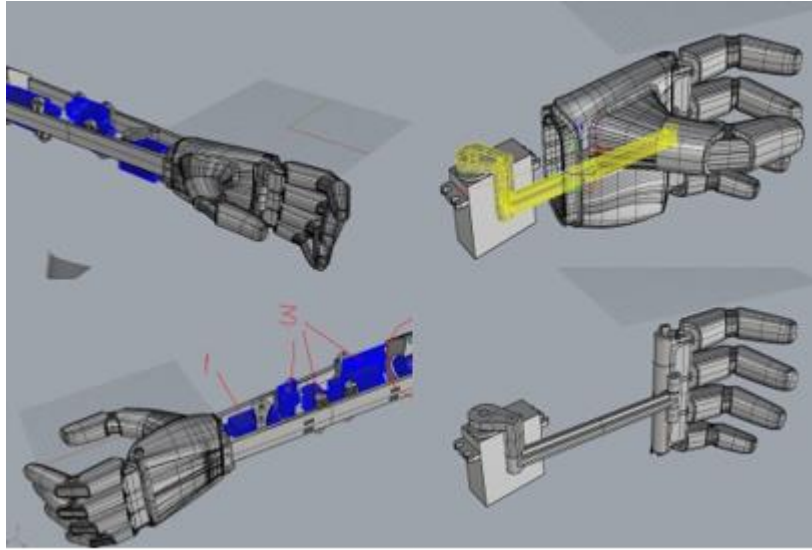


Figura 20. Diseño CAD, Prótesis 2.0.
Elaboración propia.

En la figura anterior, se puede observar el diseño en un software CAD (Rhinoceros 5) de las diferentes partes que componen la estructura. En estos, la fundación hizo un ensamble total con algunos de los componentes utilizados para tener una mejor pre visualización antes de ser llevado a la impresión 3D corroborando si el tamaño sería el ideal.

El tiempo estimado para el desarrollo de esta prótesis fue de tres meses, pero finalmente tomo un tiempo de cuatro meses, el primer mes, fue dedicado a la investigación de distintos mecanismos, al funcionamiento de diferentes componentes, ya que fue una de las primeras prótesis mioeléctricas que la fundación M3D desarrollaba, resaltando que esta, se dedicaba únicamente a la construcción prótesis mecánicas ²⁴.

3.6.2. IMPRESIÓN 3D.



Figura 21. Impresión 3D, Prótesis 2.0.
Elaboración propia.

En la figura anterior, se puede observar las diferentes partes que componen la estructura en su mayoría, de forma física, una vez llevadas a la impresión 3D, este proceso duro alrededor de una semana después de ser culminada la investigación.

3.7. PRIMER DESARROLLO DE PRÓTESIS.

En esta etapa del proyecto se planteó un nuevo diseño estructural y mecánico de prótesis mioeléctrica mejorando el diseño anterior de la prótesis 2.0 la aplicación de esta surgió en mejorar la calidad de vida de dos niñas entre edades de 8 y 7 años, provenientes de lugares lejanos a Bogotá D.C, y para un joven emprendedor residente en Bogotá.

La primera persona tiene de 8 años y es proveniente de Palo cabildo Tolima, tiene una amputación transradial en su brazo izquierdo por causa congénita, La segunda persona consta de 7 años proveniente de Curumani, Cesar , también tiene una

amputación transradial en su brazo izquierdo por causa congénita, para esta persona se rediseño un socket, ya que su amputación es bastante proximal a su codo, lo cual le crea una gran dificultad al momento de ponerse la prótesis, finalmente la tercera persona, es un Diseñador gráfico y publicista, presenta una amputación transradial en su brazo izquierdo también de causa congénita, esta prótesis al ser para una persona adulta es más grande lo cual permitió ajustar y ubicar mejor el circuito electrónico.

El diseño fue inspirado en un diseño CAD encontrado de forma abierta (open source) en una plataforma llamada thingiverse, que es una comunidad online en la que los usuarios registrados idean y comparten sus diseños 3D más originales, acompañados de notas y explicaciones donde detallan los materiales y técnicas utilizados y, sobretodo, la finalidad del diseño construido.²⁵

Junto con la propuesta planteada en este proyecto y el equipo de trabajo de la fundación M3D, se mejoró significativamente el diseño estructural y mecánico con respecto a la prótesis 2.0, para ello, se rediseño muchas de las partes que conforman la estructura analizando que tenga una mejor respuesta referente a sus movimientos ya que se puede tener un movimiento más, aprovechando mejor el espacio de trabajo, se utilizaron diferentes componentes electrónicos de dimensiones más pequeñas ofreciéndonos características similares o mejores a las utilizadas anteriormente.

Además del trabajo en conjunto con el equipo de trabajo, se incluyó la participación de los padres de las niñas donde en primera medida, se daba la capacitación respectiva en cuando a modelado e impresión 3D; En este punto se daban instrucciones básicas de cómo se diseña o se crea una pieza en un software CAD, como los parámetros en medidas y tolerancias que se deben tener en cuenta, y las especificaciones sugeridas antes de ser llevado a la impresión como la temperatura, velocidad, posición, escala, material, altura de capa, soportes entre otros.

Por otra parte, en compañía del asesoramiento y capacitación a los padres, se les asignaron tareas como darles la personalización y el acabado deseado en las piezas de las prótesis.

3.7.1. DISEÑO EN CAD.

3.7.1. DISEÑO CAD PERSONA UNO.

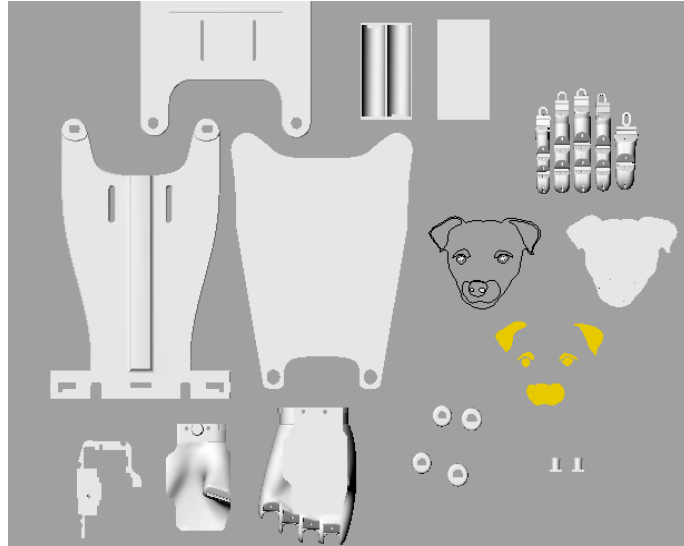


Figura 22. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona uno.
Elaboración propia.

3.7.1. DISEÑO CAD PERSONA DOS.

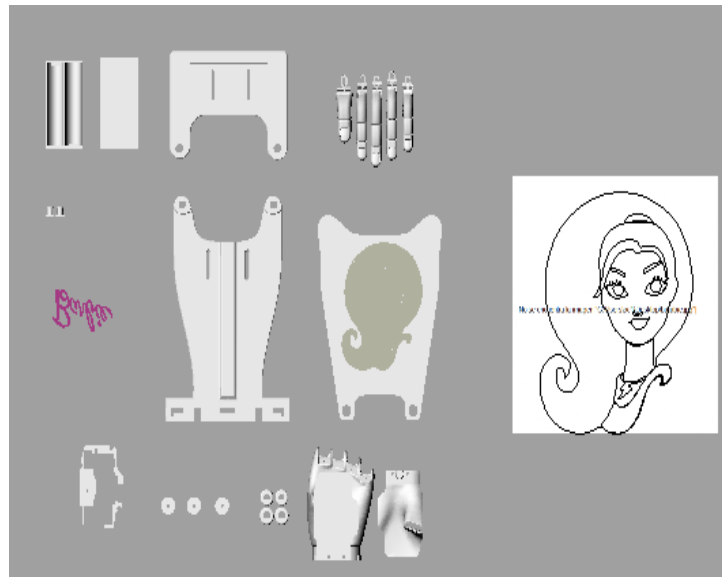


Figura 23. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona dos.
Elaboración propia.

3.7.1. DISEÑO CAD PERSONA TRES.

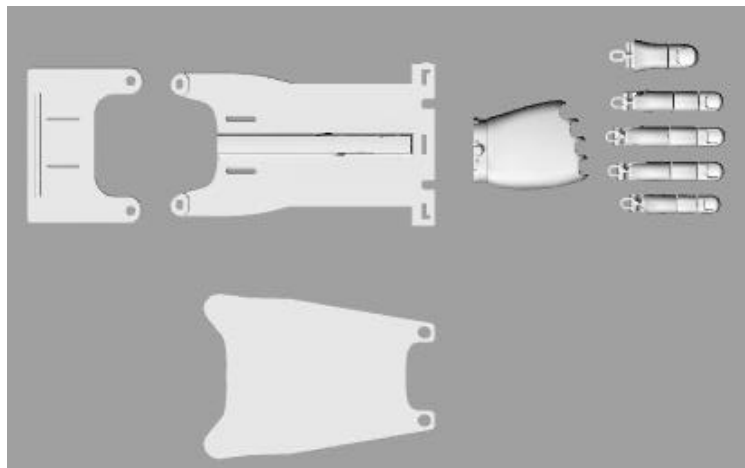


Figura 24. Diseño CAD, primer desarrollo de prótesis, persona tres.
Elaboración propia.

Ya para este punto, se mejoró el diseño estructural y mecánico de la prótesis mioeléctrica 2.0, para esto, se creó la siguiente versión de estas, que fue mostrada anteriormente.

Se decidió, realizar una siguiente versión gracias a la retroalimentación dada por la tercera persona; Existían varios aspectos por mejorar de forma general. En su estructura, se debe replantear el material utilizado, especialmente en la flexibilidad que se necesitaba en los dedos para simular mejor la elasticidad de la articulación interfalangiana, en la parte de la palma se podría utilizar el espacio dentro de ella, mejorar las uniones para evitar que se desarme en una determinada actividad. Seguidamente, se analizó, que se debe mejorar la adaptabilidad de la prótesis a la persona, para esto, se debe diseñar un nuevo socket y lo más importante, es imprimir movimiento en el dedo pulgar para que tenga un campo de aplicación más amplio, un rango más amplio de movimientos donde se puedan agarrar objetos de mayor y distintos tamaños.

A continuación, se mostrarán las partes que conforman todo el diseño estructural de la última versión de la prótesis mioeléctrica, para ello, la totalidad del diseño se modelo en el software CAD Solid Works.

3.8. DISEÑO CAD DE PRÓTESIS 3.0.

3.8.1. PALMA.



Figura 25. Palma de la mano.
Elaboración propia. Solid Works®.

El aspecto principal para la palma de la mano es, aprovechar el espacio dentro de ella; En la nueva propuesta se decidió ubicar todos los micro servomotores en el interior de la palma, quedando más espacio en el antebrazo superior e inferior donde se encontraba la electrónica para dar una mejor ubicación en las baterías ya que en las versiones anteriores se ubicaron en un lugar externo a la prótesis, lo cual era muy incómodo para las personas que la usan suponiendo daños en todo el circuito de alimentación, eléctrico y electrónico, además, se hicieron compartimientos para fijar mejor los micro servomotores, debido a que estos generan vibración y movimiento cuando están operando. Asimismo, se tuvo en cuenta el espacio para las poleas donde se dará mejor libertad de movimiento rotativo, en los dedos se graduó el ángulo, debido al análisis de la versión anterior donde se observó que estos tenían posiciones extremas que no puede hacer el cuerpo humano y se hizo más profundo el espacio de conexión de los dedos para tener una mejor conexión

y fijación de estos y se ampliaron los puntos de uniones con las demás partes (tapa, antebrazo superior e inferior, seguros entre otros).

3.8.2. TAPA PALMA DE LA MANO.



Figura 26. Tapa palma de la mano.
Elaboración propia. Solid Works®.

Para el diseño de la tapa de palma de mano, se debe tener en cuenta el movimiento del dedo pulgar y la expansión del espacio de trabajo de los micro servomotores y la densidad de relleno y el ancho de paredes debido a que son piezas de protección de componentes electrónicos, el material de impresión fue PLA con las configuraciones recomendadas para este material.

3.8.3. DEDO PULGAR.

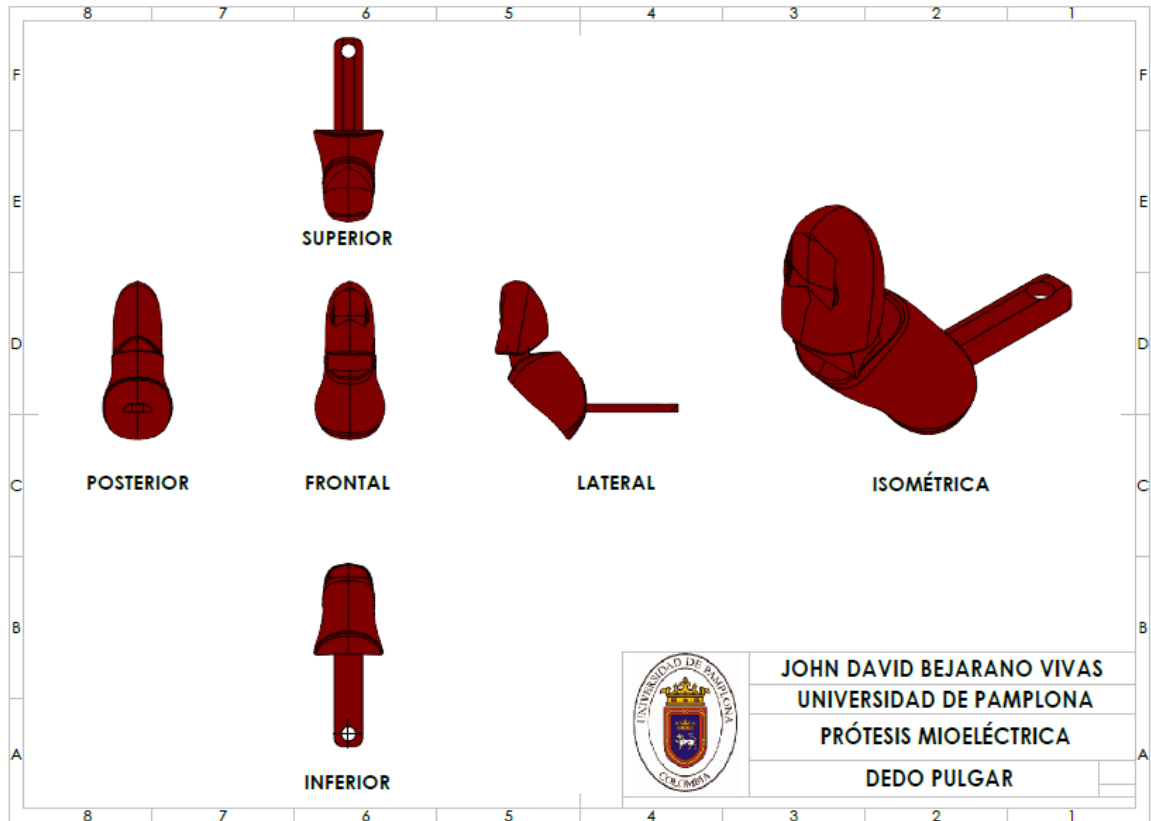


Figura 27. Dedo pulgar.
Elaboración propia. Solid Works®.

En el dedo pulgar, el aspecto más importante a tener en cuenta es el grado de inclinación en el que opera, ya que de este dependerá el rango de trabajo. El material utilizado en la impresión de esta pieza fue filaflex, que es un filamento elástico que permite crear piezas elásticas las modificaciones de impresión con respecto al material anterior son velocidad de impresión, temperatura, y la altura entre capas. Las partes de esta pieza en comparación de una mano real del cuerpo humano fueron: el metacarpo, para este, se introdujo una barra transversal simulando esta sección, en lugar de una polea, del mismo modo iba sujeta al eje del micro servomotor para girar simultáneamente con él, según la señal captada por el sensor myoware las dos secciones faltantes de esta pieza son la primera y segunda falange como se muestra en la figura anterior, esto con el fin de simular el movimiento de Abducción natural de la mano del cuerpo humano con el dedo pulgartipo de movimiento de una parte del cuerpo respecto a otra, en dirección transversal.

3.8.4. DEDOS DE LA MANO.

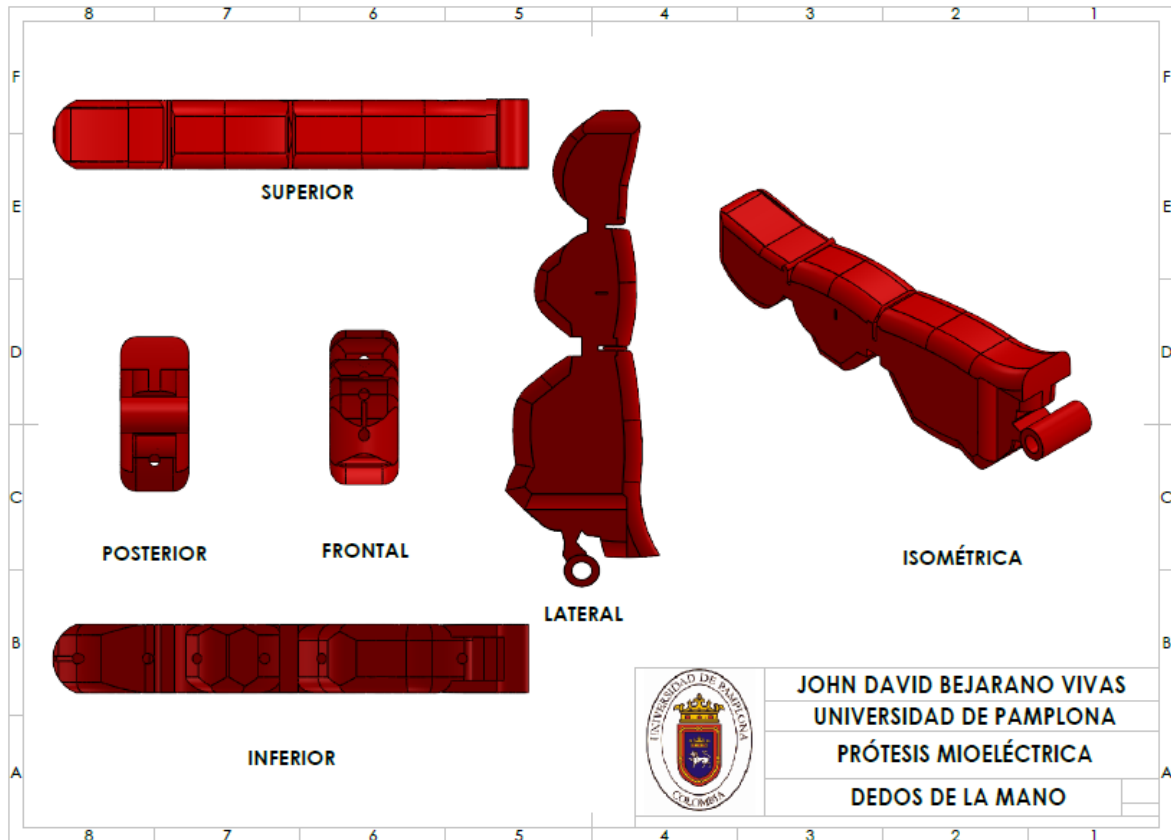


Figura 28. Dedos de la mano.
Elaboración propia. Solid Works®.

Las mejoras realizadas a esta pieza fueron, corregir la conexión de las articulaciones interfalangianas para que las primeras, segundas, y terceras falanges tuvieran un movimiento independiente, simulando el movimiento natural de un dedo del cuerpo humano, además se modificó la apertura transversal donde pasara el cáñamo, este material es considerado como la fibra textil de origen vegetal más resistente y duraderas gracias a estas propiedades, además de su gran versatilidad y en forma de hilo. se escogió para la aplicación de fuerza de tensión a la que fueron sometidos, permitiendo ejecutar el movimiento de flexión, que consiste en doblar los dedos, ya sea, en conjunto o con la configuración que se les dio, en el cual se aproximan estas partes a la palma de la mano o el movimiento de extensión que se basa en la separación de los dedos con la palma de la mano del cuerpo, en dirección posteroanterior, es decir, lo opuesto a la flexión.

El material de impresión 3D de esta pieza fue filaflex, ya que es importante que la pieza sea bastante elástica para permitir realizar los movimientos de los dedos anteriormente mencionados; El diseño de este dedo, se utilizó, para los cuatro

dedos, índice, medio, anular y meñique la diferencia solo fue dada en dimensiones de ancho alto y largo necesarias para una mejor proporción de la mano.

3.8.5. SOCKET.

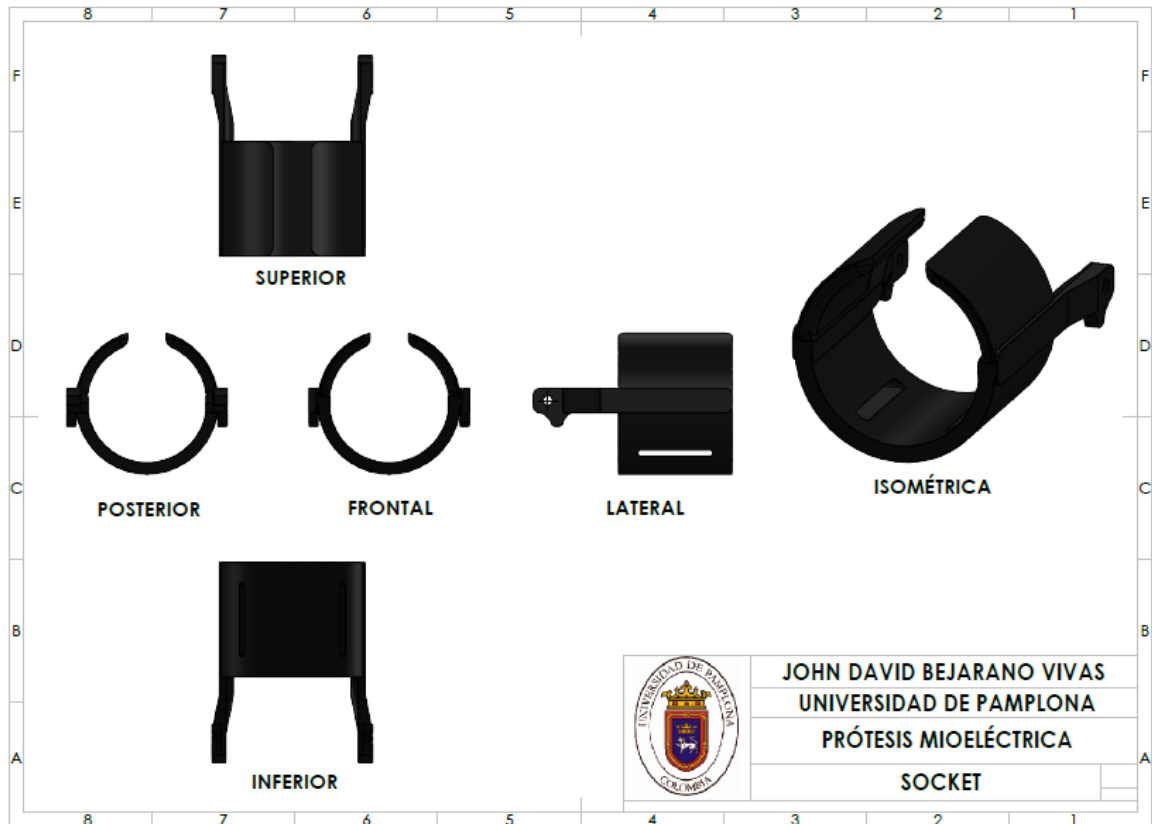


Figura 29. Socket.
Elaboración propia. Solid Works®.

Una de las partes más importantes en cuanto a densidad y relleno es el socket, la impresión 3D de esta pieza se hizo en PLA, debido a que debe ser bastante resistente ya que en este será sostenido todo el peso de la prótesis totalmente ensamblada, y el peso que la persona desea sostener(objetos), en otras palabras, es la pieza encargada de transmitir la fuerza de la extremidad superior izquierda residual por que entra en contacto directo con el muñón, hacia el resto de la prótesis, además de mantenerla unida a éste todo el tiempo.

Asimismo, se resalta que esta pieza es la que hará el acople o la adaptabilidad del cuerpo humano con la prótesis mioeléctrica, se diseñó de tal forma que rodee casi por completo el brazo y de un ajuste más seguro, un aspecto importante es que no debe causar ninguna molestia a la persona y no debe interferir con el movimiento total de la prótesis o con alguna pieza que la conforman.

3.8.6. ANTEBRAZO SUPERIOR E INFERIOR.

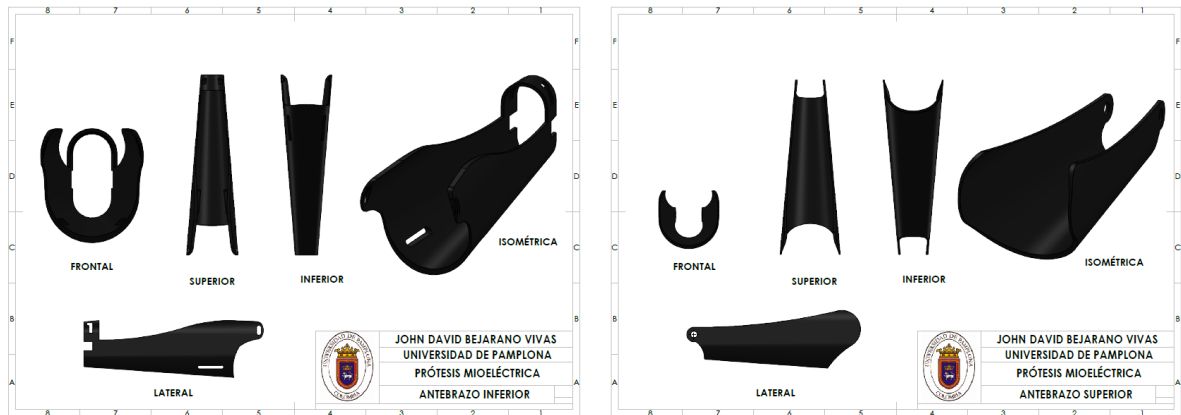


Figura 30. Antebrazo superior e inferior.
Elaboración propia. Solid Works®.

Estas dos piezas en conjunto, son las que conforman la parte del cuerpo humano del antebrazo, de esta forma reciben su nombre antebrazo superior y antebrazo inferior sobre este, también irá soportado, el peso de la mano y los objetos que se tomen.

La pieza de antebrazo inferior, se diseñó de tal forma que se pueda acoplar correctamente a la palma, tapa de la mano y la pieza denominado antebrazo superior, debido a que estas requieren una fijación más fuerte entre sus conexiones, de igual forma, sobre esta pieza irán puestos los componentes electrónicos faltantes (Arduino, porta pilas y pilas), posee agujeros donde se pueden adaptar seguros que irán rodeando el muñón de la extremidad faltante.

La pieza de antebrazo superior se diseñó para que únicamente tuviera conexión con la pieza del antebrazo interior, igualmente los parámetros de impresión de esta, tuvieron que ser modificados tomando valores superiores de densidad para ofrecer mayor resistencia, ya que es utilizada como una pieza de protección de los componentes electrónicos y conexiones eléctricas.

3.8.7. POLEA Y SEGUROS.

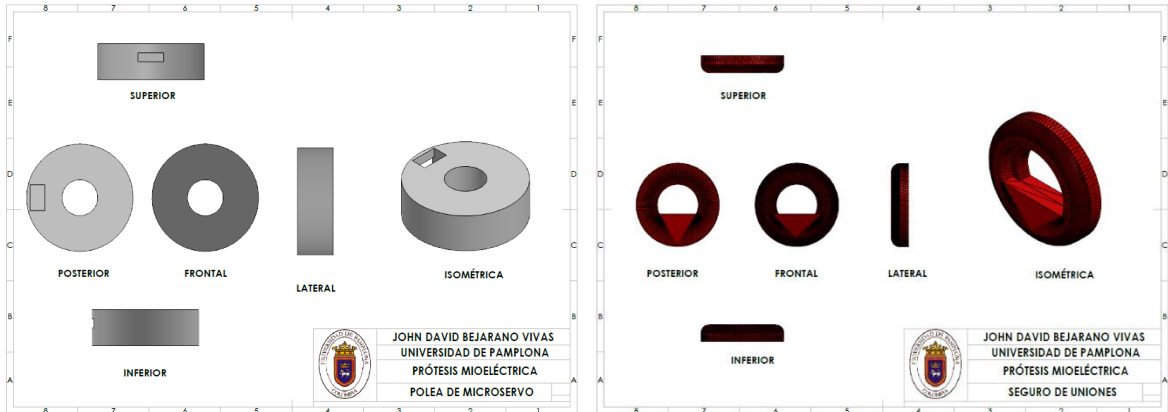


Figura 31. Poleas y seguros.
Elaboración propia. Solid Works®.

Las poleas son necesarias para sujetar el cañamo que va unido a los dedos, estas piezas rotarán un ángulo determinado, según el especificado por el sensor myoware, ya que van unidas al eje del micro servomotor, de esta forma se pueden hacer los movimientos anteriormente mencionados, es importante que la unión de las poleas al eje de los microservomotores quede fuertemente unido, ya que al salirse, el mecanismo de los dedos dejará de funcionar y fallará todo el sistema.

Estos seguros se hacen necesarios, para evitar el desajuste de las piezas de antebrazo inferior – superior y palma de mano, que fueron impresos en el material filaflex, ya que proporcionan mayor seguridad si son flexibles.²⁶

3.8.8. MODELADO ELECTRÓNICA.

En las siguientes figuras, se evidencia el modelado exacto en un software CAD (Solid works) de los elementos electrónicos utilizados, estos tienen las dimensiones exactas y reales de todos los componentes, aunque no se deban imprimir, se hizo necesaria la simulación de estas piezas para realizar un ensamblaje total y tener una noción más puntual del tamaño, espacio y tolerancia adecuada en las piezas. Además en su ensamblaje general, se puede hacer una visualización correcta de la forma en la que se deben acoplar todas las piezas, incluyendo sus componentes electrónicos, esto se hace necesario ya que ciertas piezas deben ir ubicadas en una determinada posición para su correcto funcionamiento eléctrico, electrónico y mecánico, haciendo énfasis en este último, debido a que ninguna pieza debe interferir en el funcionamiento, movimiento o desarrollo de otra pieza.

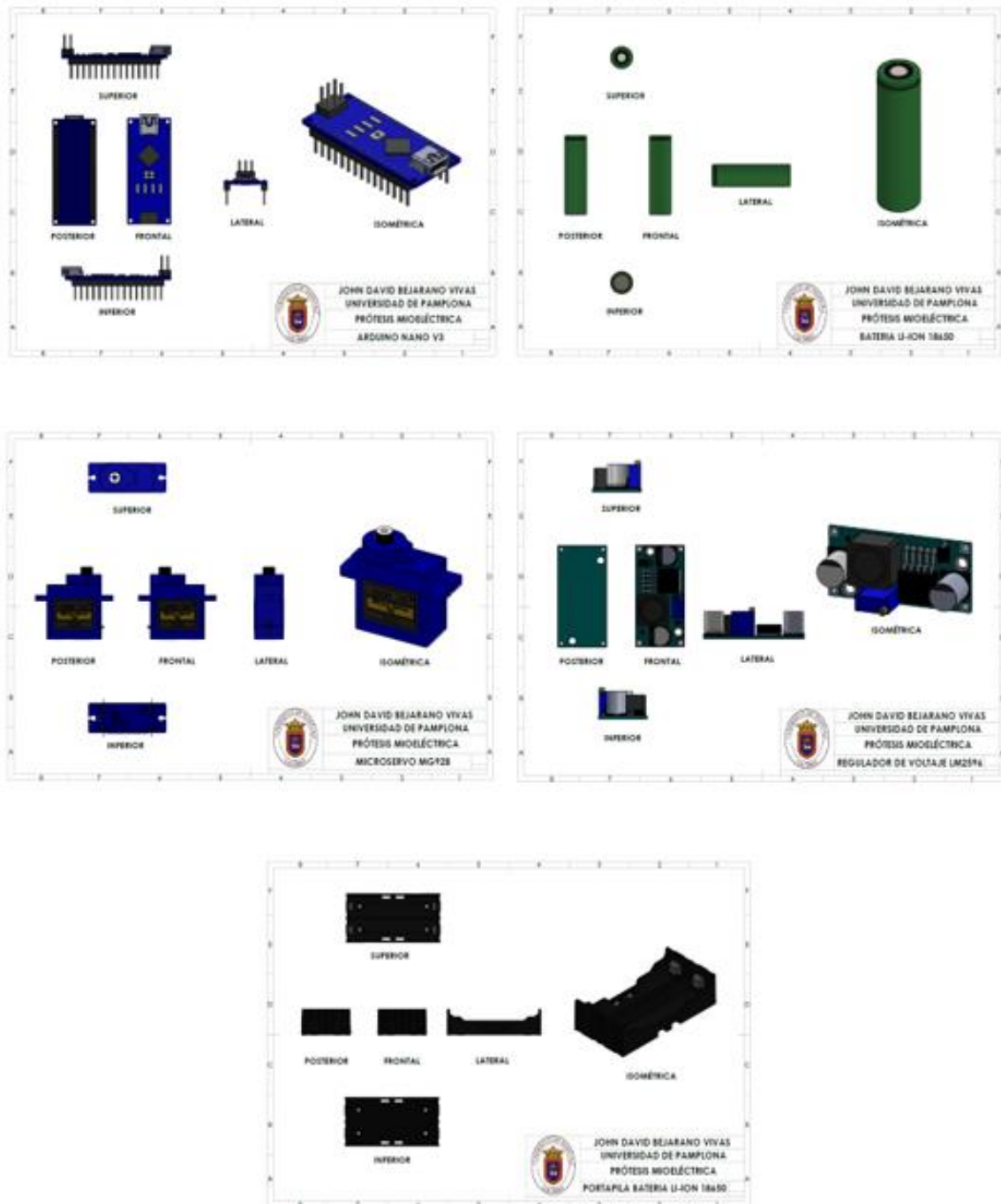


Figura 32. Modelado de componentes electrónicos.
Elaboración propia. Solid Works®.

3.8.9. ENSAMBLE.

El ensamble se hace necesario, para tener una idea más aproximada de cómo quedará el modelo real de la prótesis una vez terminada, en cuanto a su estructura y forma física, donde se puede observar que ninguna pieza interfiera con el movimiento o el desarrollo de otra pieza, posibles fallas mecánicas en el diseño, fallas en uniones, desproporción en la escala de tamaño de las piezas en referencia de las demás, si las medidas tomadas corresponden al diseño total. Además, permite, observar si la tolerancia escogida es la correcta.

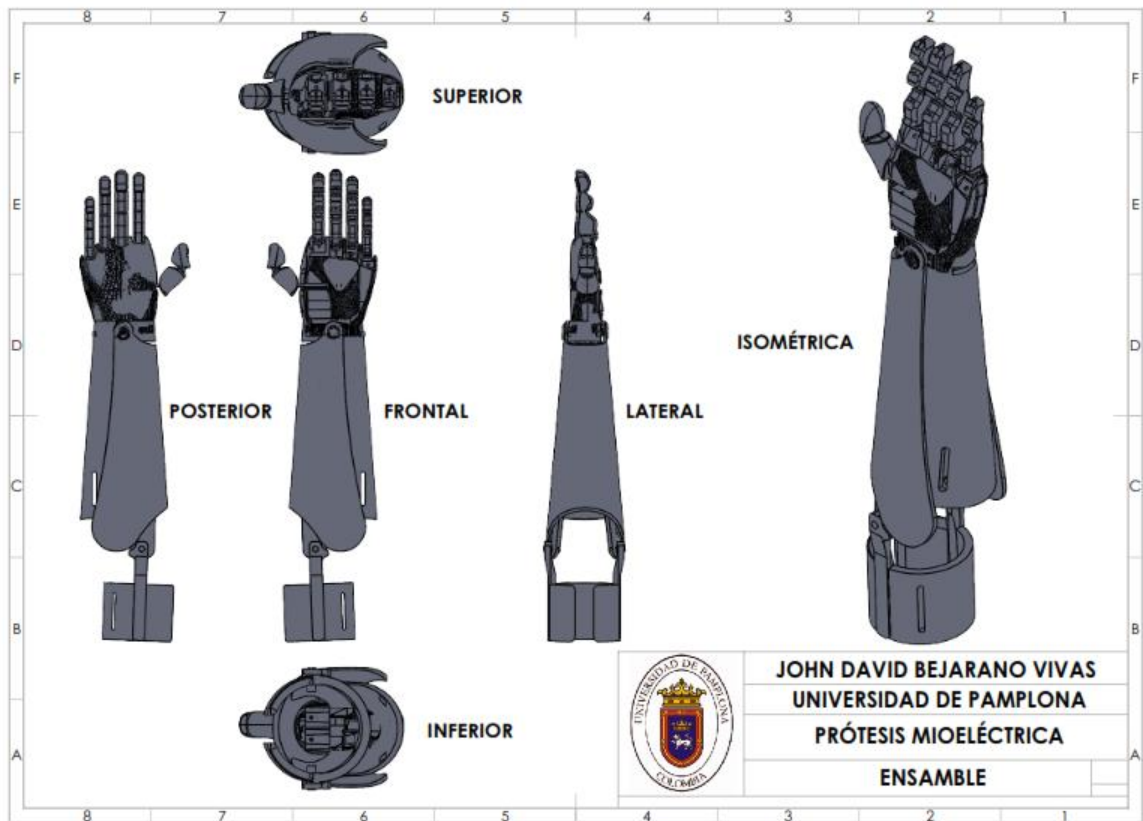


Figura 33. Ensamble total de prótesis.
Elaboración propia. Solid Works®.

Se requirió hacer un ensamble total incluyendo los componentes electrónicos para rectificar que el espacio destinado para estos era el adecuado.

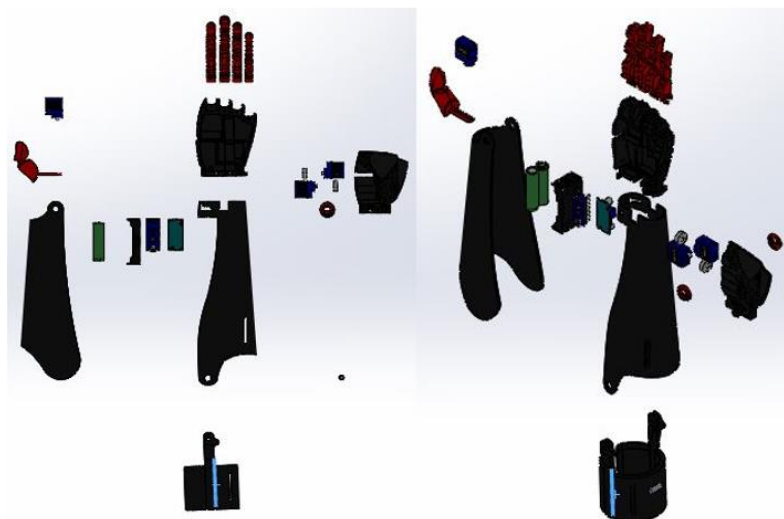


Figura 34. Vista explosionada de prótesis.
Elaboración propia. Solid Works®.

Vista explosiona del ensamble con la totalidad de componentes estructurales y componentes electrónicos.

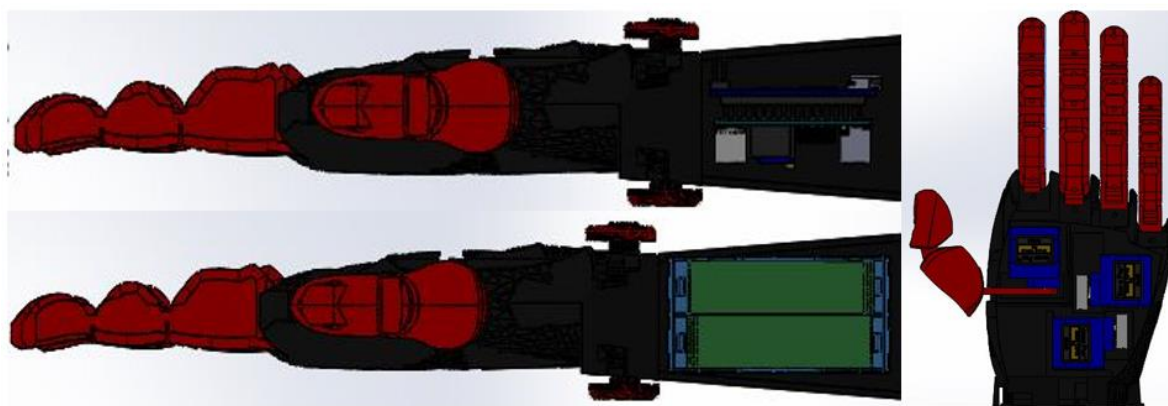


Figura 35. Ubicación de componentes electrónicos.
Elaboración propia. Solid Works®.

Vista de sección para ubicación de componentes electrónicos en las piezas de palma de la mano y antebrazo inferior.

3.9. ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y PROGRAMACIÓN.

3.10. PROTESIS 2.0.

Costos de materiales de prótesis 2.0				
No	Cant	Nombre	V/U	V/total
1	1	Módulo de Expansión Arduino Nano	13.090	13.090
2	1	Arduino Nano V3.0 ATMEGA328 CH340 Sin Cable	18.000	18.000
3	1	Servomotor MG995 Piñonera Metálica 180°	21.420	21.420
4	1	Convertidor DC-DC Buck LM2596	6.450	6.450
5	1	Módulo L298N para Control de Motores	9.976	9.976
6	1	Motorreductor con Caja Reductora 4632 12V 6RPM 30Kg.cm	56.763	56.763
9	1	Cargador de batería Lipo IMAXRC B3 Pro	30.702	30.702
10	3	Micro pulsador de 4 pines	300	900
11	1	Batería LiPo 2200 mAh 11.1 V	79.730	79.730
TOTAL				237.031

Tabla 9. Costo de materiales prótesis 2.0.
Elaboración propia.

En la tabla anterior, se muestra el nombre y la referencia exacta de los diferentes componentes electrónicos utilizados, se especifica la cantidad de cada componente los precios de estos de forma individual y el precio en conjunto. Si, se utilizaron más de un componente de la misma referencia y el precio total de todos los elementos.

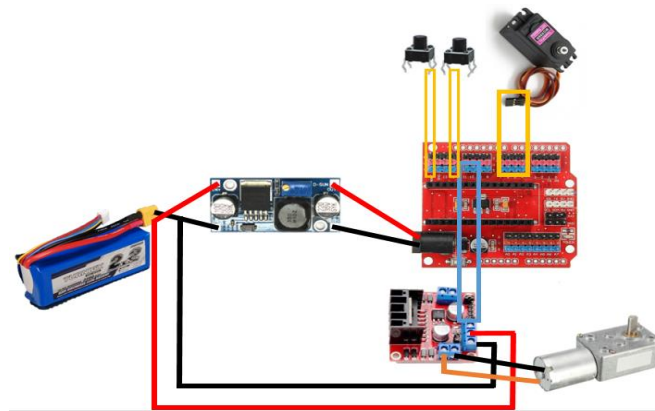


Figura 36. Manual de conexiones prótesis. 2.0.
Elaboración propia.

3.10.1. MANUAL DE CONEXIONES.

En la figura anterior, se muestra el diseño del circuito eléctrico que se utilizó para la prótesis 2.0, se pudieron observar todos los componentes electrónicos que la conforman, los puertos a los que fueron conectados.

3.11. PRÓTESIS 3.0

COSTOS DE MATERIALES DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA				
No.	Cant	Nombre	V/U	V/total
1	1	Sensor de músculo mioeléctrico Myoware	137.000	137.000
2	1	Arduino Nano V3.0 ATMEGA328 CH340	23.500	23.500
3	3	Microservomotor MG92b Piñonera Metálica 180°	36.000	108.000
4	1	Convertidor DC-DC Buck LM2596	8.500	8.500
5	1	Portapilas 18650	8.000	8.000
6	1	Cargador de batería 18650	15.000	15.000
7	1	Electrodos-Almohadillas para sensor de músculo	21.000	21.000
8	1	Micro interruptor con enclave	300	300
9	1	cables de conexiones	5.000	5.000
10	1	200g de estaño para soldadura 1mm	5.000	5.000
11	1	5m de termoencogible 3mm	2.000	2.000
12	2	Batería Li-Ion 1S 2500mAh 18650	13.000	26.000
TOTAL				359.300

Tabla 10. Costos materiales de Prótesis 3.0.
Elaboración propia.

En la tabla anterior, se muestra los materiales con el nombre y la referencia exacta de los diferentes componentes electrónicos y el presupuesto total. La diferencia con el modelo anterior, es que este tiene un micro servomotor de más, para el movimiento de pulgar.

Con respecto a la diferencia de materiales con la prótesis 2.0, es bastante significativa, ya que, en este, se utiliza un sensor muscular con sus respectivos electrodos, en lugar de botones para hacer el cambio de posición de la mano, además ya se pueden hacer más movimientos debido a la independencia de sus dedos.

Esta etapa de desarrollo es bastante importante, debido a una mejor selección de componentes, se pudo optimizar no solo el modelo estructural y mecánico; se mejoró el modelo de programación, eléctrico y electrónico. Gracias a esto, el

funcionamiento total de la prótesis mejoró significativamente con respecto al modelo de prótesis 2.0.

3.11.1. DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL CIRCUITO ELÉCTRICO.

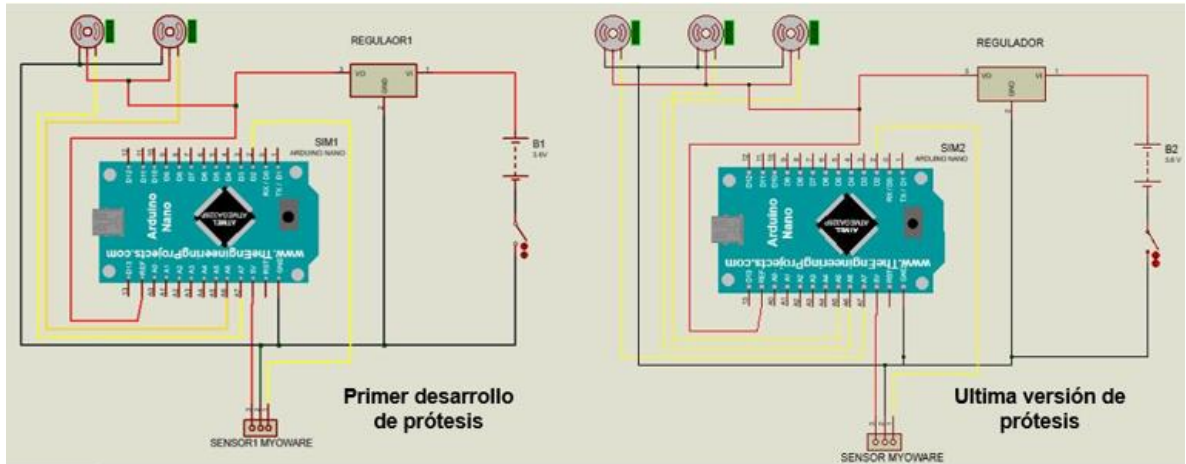


Figura 37. Diagrama de conexiones del circuito eléctrico.
Elaboración propia. Proteus 7.

3.11.2. MANUAL DE CONEXIONES.

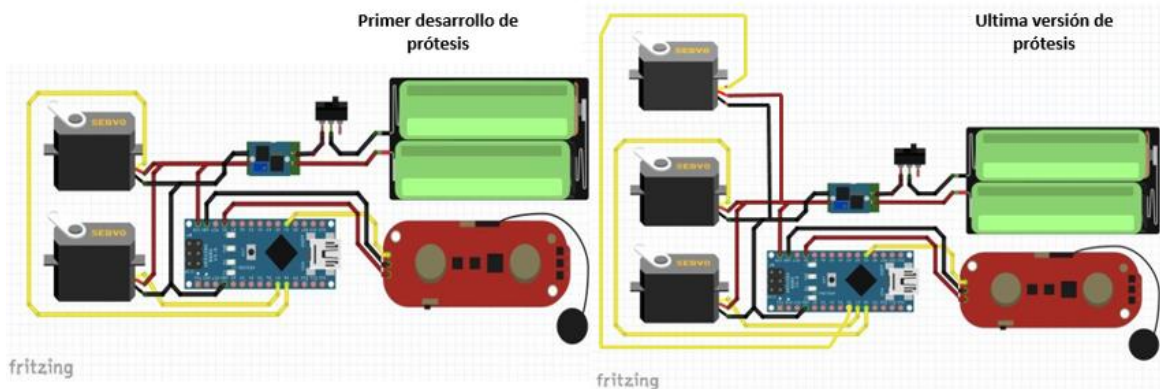


Figura 38. Manual de conexiones.
Elaboración propia. Fritzing.

En las anteriores figuras se observan todas las conexiones que debe llevar la prótesis. Los cables rojos son los que están conectados a 5.5V, los negros a 0V o tierra, los amarillo son las señales de los microservos MG92B y el sensor Myoware.

A continuación, se hará una breve descripción de los materiales más relevantes utilizados en las prótesis.

3.11.3. ARDUINO NANO V3.0.

La board Arduino Nano V3.0, es un módulo diseñado para el desarrollo práctico y eficaz de circuitos electrónicos; Posee la misma funcionalidad de sus predecesoras, aunque con mayor número de características y se programa en Arduino IDE, sus dimensiones son 18.5x43.2mm.²⁷

3.11.4. MÓDULO DE EXPANSIÓN ARDUINO NANO.

Compatible con Arduino Nano v2.x y V3.x, no tiene la necesidad de usar ningún tipo de cable externo. Esta board permite la conexión de varios módulos externos, como sensores, servomotores, relés, interruptores, potenciómetros, entre otros. Este módulo, permite facilitar el uso entre la board Arduino y cualquier otro hardware. En esencia, se podría decir que, esta board se encarga de expandir la funcionalidad de cualquier placa Arduino, generando un mayor orden en la circuitería.²⁷

3.11.5. MG995 TOWER PRO SERVO MOTOR.

Es un servomotor de tamaño estándar MG995 Tower Pro. De gran torque y alta resistencia debido a sus engranajes metálicos. Funciona con la mayoría de los sistemas de radio y microcontroladores. Es utilizado para aplicaciones en donde la resistencia del mecanismo y el torque sean altos, sus Dimensiones son Largo 40.7 mm, ancho 19.7 mm, altura 42.9 mm y su peso es de 60g aprox.²⁸

3.11.6. MÓDULO L298N PARA CONTROL DE MOTORES.

Es un dispositivo que permite controlar el sentido de funcionamiento de motores a una corriente de salida por canal de hasta 2A. Este módulo incluye un regulador de voltaje 78M05 para obtener la energía de alimentación del dispositivo. Este módulo tiene gran capacidad de filtrado de ruido, cuenta con un diodo de protección ante corriente inversa, haciendo que su funcionamiento sea más estable y fiable.²⁹

3.11.7. BATERÍA LIPO 3S 3600MAH 11.1V 20C TURNIGY.



Figura 39. Bateria lipo 3s 3600mAh
Elaboración propia.

Capacidad mínima: 3000mAh
Configuración: 3S1P / 11.1v / 3Cell
Descarga constante: 20C
Caudal de pico (10seg): 30C
Peso: 238g
Dimensiones: 137 x 43 x 19mm
Plug and car: JST-XH
Plugín de descarga: HXT-4mm.

3.11.8. CARGADOR DE BATERÍA LIPO IMAXRC B3 PRO.

Permite la carga segura de las delicadas baterías de Lipo utilizadas como la batería lipo 3s 3600mah 11.1v 20c turnigy, permite la carga balanceada a una corriente máxima de 850mAh.

3.11.9. REGULADOR DE VOLTAJE.

Este componente tiene cuatro conexiones, dos de entrada (in) y dos de salida (out). Cada una tiene una polaridad, es decir que, es positiva o negativa (+, -). La entrada positiva debe ir conectada a la salida positiva de la batería y la entrada negativa a la salida del switch. En este punto, se debe comprobar que el voltaje está siendo regulado correctamente. Para esto, se mide el voltaje entre la salida positiva y negativa con la batería conectada en las entradas. El trimmer que se encuentra en el regulador debe ajustarse girando la parte protuberante hasta que el voltaje de salida sea de alrededor de 5.5V.

Ahora bien, con la salida del regulador se alimentarán el arduino, el sensor y los servos, por lo que será necesario conectar los cuatro componentes a la salida. En primer lugar, la salida positiva se conecta al pin Vin del arduino y la salida negativa a uno de los pines GND del arduino. En segundo lugar, se conecta la salida positiva

a la alimentación de los servos (Vcc) que, generalmente, es el cable rojo y la salida negativa a la tierra (Ground) de los servos.

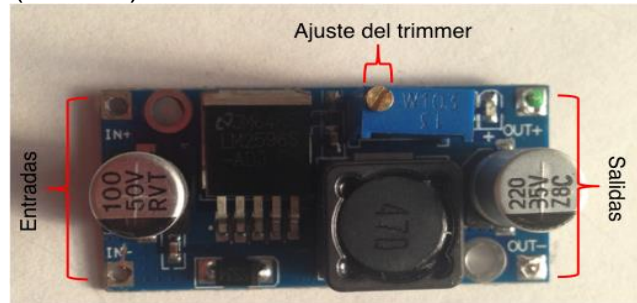


Figura 40. Regulador de Voltaje LM2596.
Elaboración propia.

3.11.10. SENSOR MYOWARE.

Este sensor permite obtener la señal de un músculo, por lo que debe ser puesto sobre el brazo por medio de electrodos que hagan contacto directo con la piel, debe ir conectado a la tarjeta arduino por medio de cables. La alimentación se hará desde el arduino, por lo que el pin positivo (+) irá conectado al pin de 5V del arduino y el pin negativo (-) irá conectado a uno de los pines GND. La señal que se obtiene del músculo en el pin SIG del sensor irá conectada al pin analógico A1 del arduino.

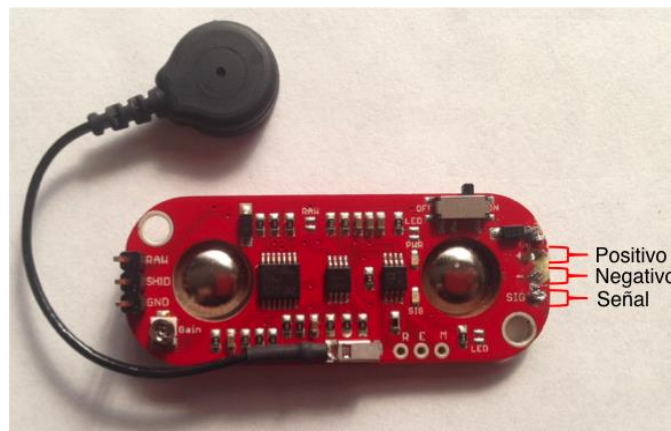


Figura 41. Sensor Myoware.
Elaboración propia.

3.11.11. MICRO SERVOMOTOR.

Para el manejo de la prótesis, se necesitan dos microservos como los de la figura anterior, MG92B. Estos componentes ya se encuentran alimentados por el regulador de voltaje, pero aún falta conectarlos la señal que va desde el arduino y los controla. Para esto, el cable amarillo de cada uno (PWM) se conectará a un pin digital, uno al pin D7 y el otro al pin D8 del arduino.



Figura 42. Micro servomotor MG92B.
Elaboración propia.

3.11.12. BATERÍAS.

Para el correcto funcionamiento de la prótesis se deben conectar dos pilas, ya que, cada una es de 3.7V a 8800mAh y una sola no alcanza a alimentar todo el circuito, que exige un mínimo de 5.5 V. Al ser conectadas en serie se obtiene un voltaje de 7.4V aproximadamente. Como se mencionó anteriormente, las pilas irán conectado a las entradas (in) del regulador y a su salida (out) estarán los 5.5 V necesarios para la alimentación de todo el circuito como tal.

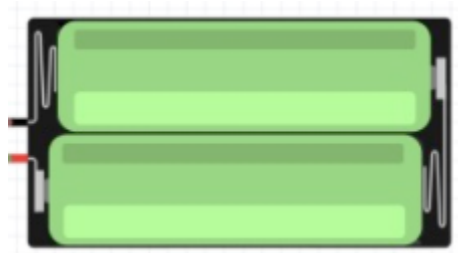


Figura 43. Batería 18650 con porta batería.
Elaboración propia.

3.11.13. ELECTRÓDOS CON ALMOHADILLA.

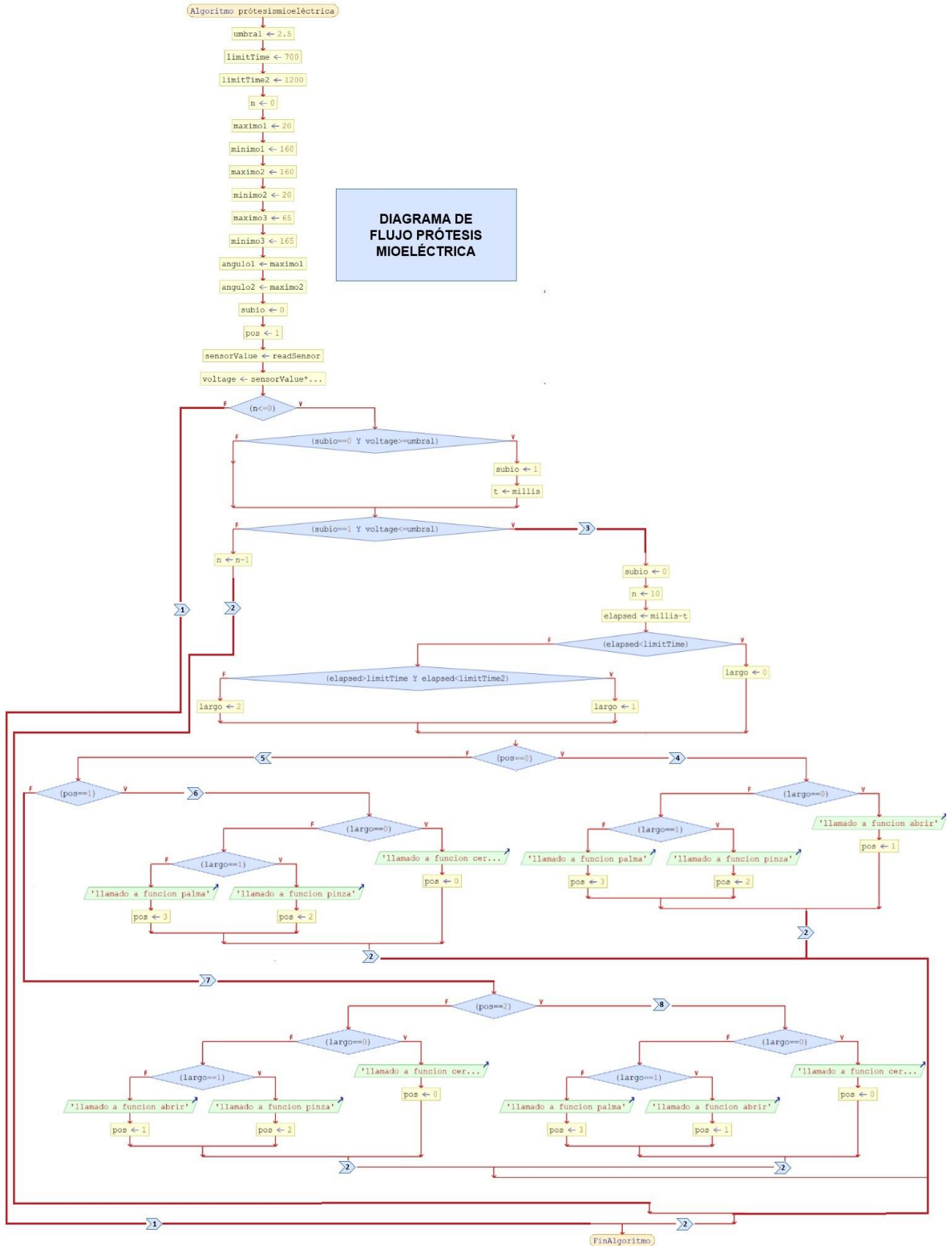
Para la prótesis se necesitan 3 electrodos como se muestran en la figura anterior. Estos se sujetan al sensor Myoware y la parte adhesiva se pone sobre la piel. Es recomendable que antes de ponerlos sobre la piel, se detecte primero el lugar dónde se sienta el músculo y ubicar el sensor alineado con el mismo. El electrodo que se encuentra unido al sensor debe ir en un lugar adyacente en el que no tenga contacto con el músculo.



Figura 44. Electrodos con almohadilla.
Elaboración propia.

3.11.14. SWITCH.

Este componente va a permitir que la prótesis se prenda y se apague. Tiene tres pines de los cuales solo se usan dos. En primer lugar, se comprueba qué par de pines se conectan y desconectan al cambiar la posición del switch. Uno de estos pines será la entrada y el otro la salida. Por un lado, al que se ha elegido como entrada se le conecta el negativo de la pila. Por el otro, el que se ha elegido como salida se conecta al regulador de voltaje, donde este dará la alimentación a todo el circuito como tal.



3.12. PROGRAMACIÓN.

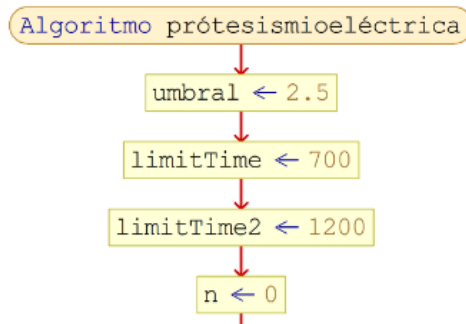


Figura 45. Diagrama de flujo, variables.
Elaboración propia.

El primer paso en la organización de la programación de la prótesis mioeléctrica es, declarar la variable umbral y asignarle el valor de 2.5, esto con el fin de establecer un rango de operación de la prótesis, además de nombrar variables de tiempo en donde se especifica una duración en milisegundos para cada caso, logrando de esta forma diferenciar y ejecutar múltiples movimientos en la prótesis.

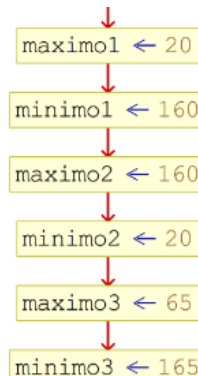


Figura 46. Diagrama de flujo, rango.
Elaboración propia.

Asimismo, se establece el rango de operación de los micro servomotores, ya que, si los mismos son llevados a sus límites, es decir, establecerlos en rango de operación entre un ángulo de 0 grados o de 180 grados, presentará dificultades al intentar simular el movimiento natural de los dedos de la mano humana, por lo tanto, se establecen ángulos cercanos por encima de 0 grados y por debajo de 180 grados. Hay que tener en cuenta que esto puede cambiar en cada micro servomotor;

a pesar de que algunos tengan la misma referencia puede variar su forma de operación.

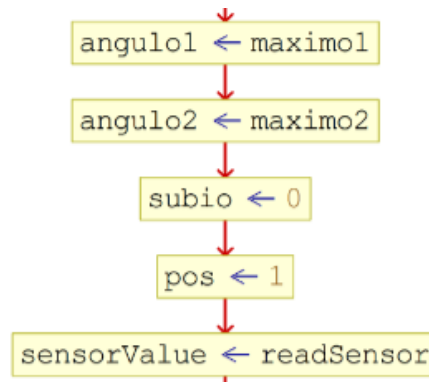


Figura 47. Diagrama de flujo, lectura de sensor.
Elaboración propia.

Posteriormente, se capta la lectura de la señal del pin análogo, en este caso, donde se hace la conexión del sensor Myoware, y se configuran las diferentes posiciones deseadas (abrir, cerrar, pinza y palma).

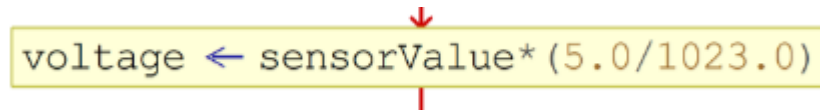


Figura 48. Diagrama de flujo, transformación lineal.
Elaboración propia.

Después de esto, se hace una transformación lineal para que el valor leído corresponda a un voltaje. Originalmente, la señal está descrita como un número entre 0 y 1023 porque los bytes de Arduino usan 10 bits. Entonces, para transformar la señal se divide entre 1023 y se multiplica por 5 que es el voltaje de alimentación del sensor.

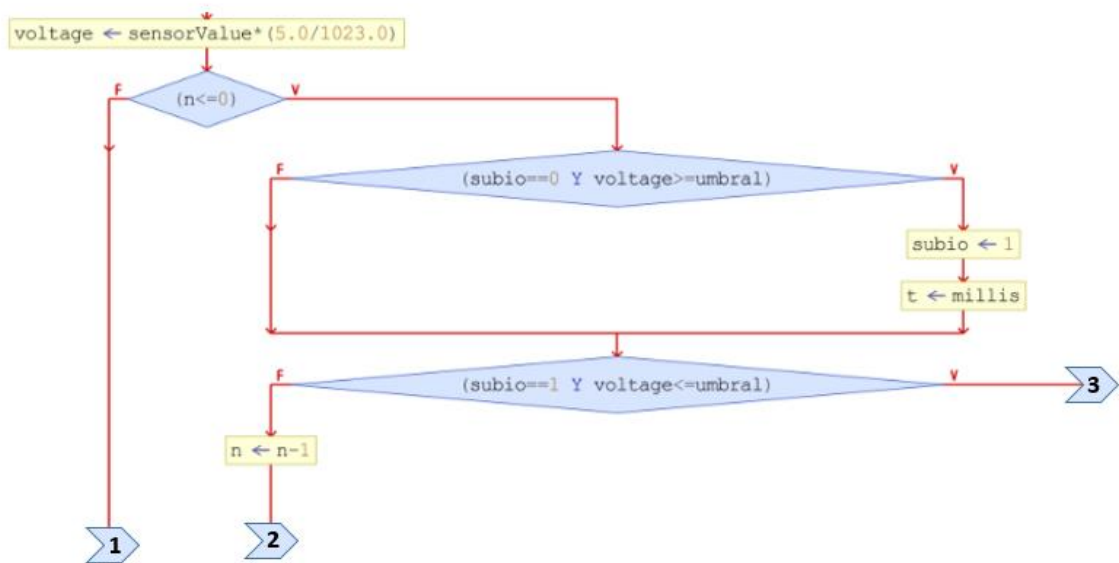


Figura 49. Diagrama de flujo, filtro mediano.
Elaboración propia.

A su vez, se utiliza un filtro mediano, es decir, lee la señal de un número impar un par de veces, donde se ordenarán de menor a mayor los datos tomados y se toman el valor de la mitad como la medida.

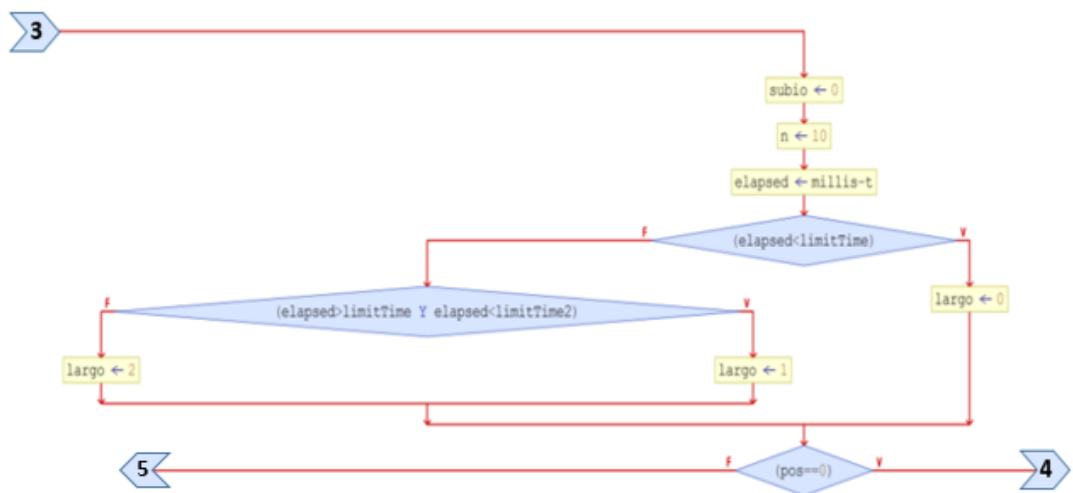


Figura 50. Diagrama de flujo, Eliminación de ruido.
Elaboración propia.

Esto con el fin de, eliminar o quitar el ruido de picos altos y bajos, pero hace que se demore un poco más en obtener la lectura del sensor. Sin embargo, como es muy rápido no se nota mucho el efecto. El tamaño del número impar determina qué tanto se eliminan los picos y el tiempo que va a tomar obtener la señal.

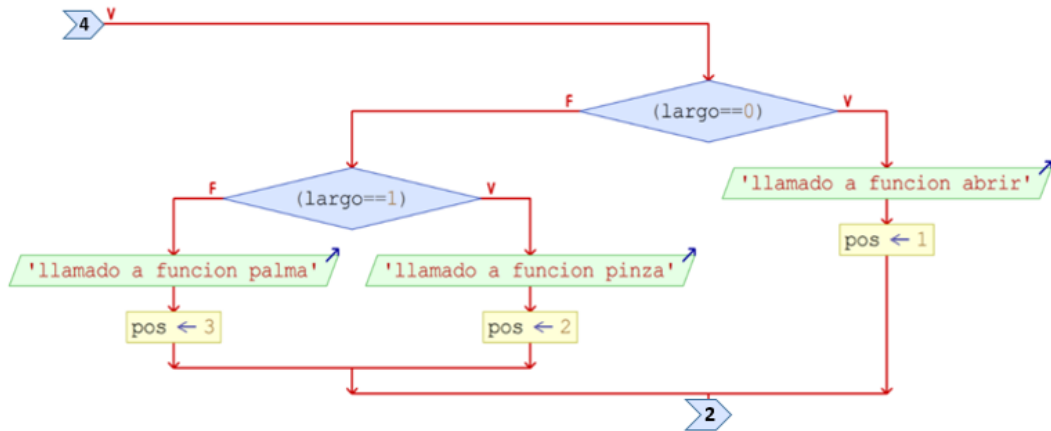


Figura 51. Diagrama de flujo, posición.
Elaboración propia.

Luego, la señal se umbraliza para distinguir si el dato obtenido corresponde a un voltaje alto o bajo. Cuando se detecta un pico, el voltaje sube y posteriormente baja, cambiando la posición de los servos que controlan los dedos de la mano.

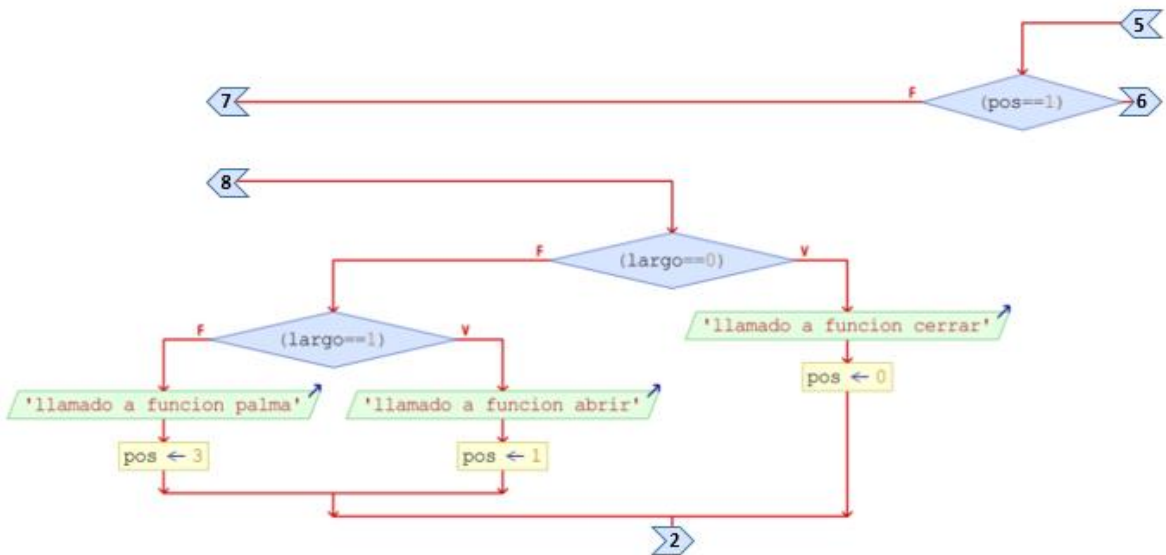


Figura 52. Diagrama de flujo, duración del pico.
Elaboración propia.

Dependiendo de la duración del pico, la posición a la que cambiará la mano será diferente. En este caso, el software distingue entre picos cortos, medianos y largos.

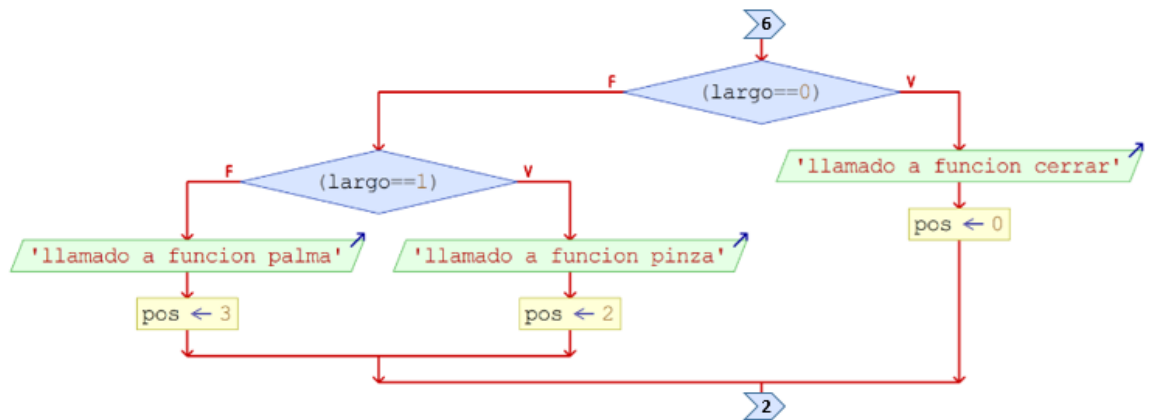


Figura 53. Diagrama de flujo, posiciones.
Elaboración propia.

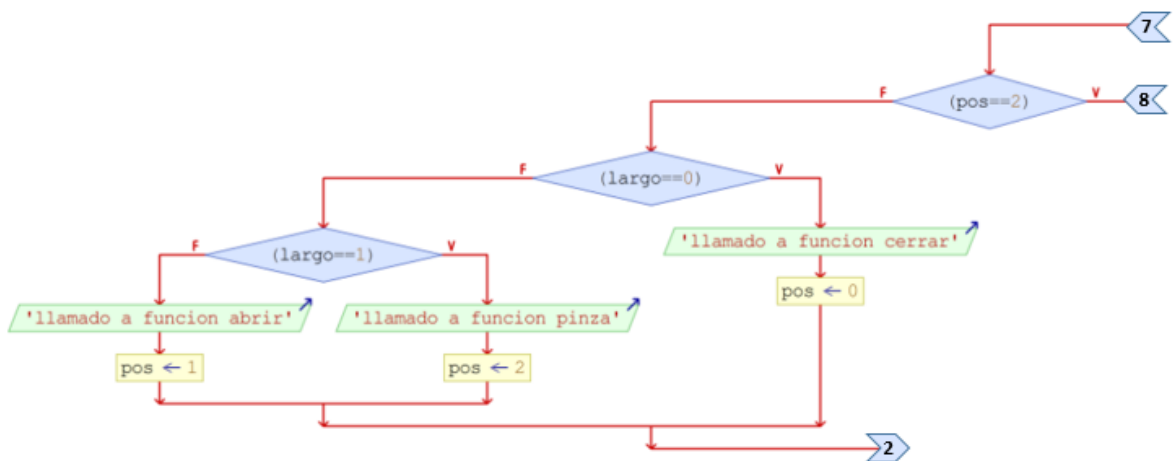


Figura 54. Diagrama de flujo, posiciones.
Elaboración propia.

Esto da lugar a que la mano pueda tener 4 posiciones predeterminadas que son abierta, pinza, cierre de palma y cierre de puño.

Después de que se ha detectado un pico y la posición de la mano ha sido cambiada, se da un periodo de inactividad en el que la mano permanecerá en la posición actual. Esto evita que, el ruido después de realizado el impulso obstaculice el funcionamiento de la prótesis.

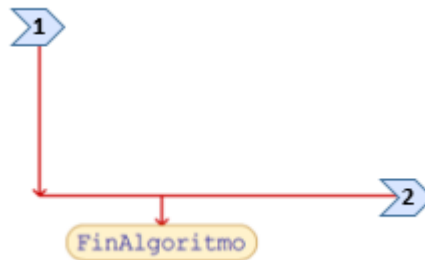


Figura 55. Diagrama de flujo, fin algoritmo.
Elaboración propia.

3.12.1. SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS.

En su programación fue necesaria la utilización de señales electromiográficas, que es una técnica necesaria para conocer la señal enviada por los músculos mediante su aplicación en el desarrollo de esta prótesis, se permitió adaptar su señal para diferentes movimientos, permitiendo ajustar dicha señal a cada persona en particular, también estas señales electromiográficas permitieron captar el estado de los músculos, posibles fallas o anomalías en ellos o en el sistema nervioso, inclusive tiene aplicaciones en el control de interfaces hombre máquina o para controlar diferentes dispositivos electrónicos, es una técnica no invasiva que permite conocer si existe o no actividad en un músculo del cuerpo humano.

Gracias a la señal adquirida con el sensor muscular Myoware y después de aplicar el filtro mediano, es posible dividir la señal para que detecte picos altos o bajos y la duración de estos clasificándolos en pequeños, medios o largos necesario para realizar un movimiento específico en la prótesis, por medio de la implementación de un delay en la programación.

Como se nombró anteriormente, en muchas ocasiones la señal electromiográfica captada se ve afectada por diferentes aspectos como lo son:

3.12.2. RUIDO INHERENTE EN LOS COMPONENTES ELECTRÓNICOS O DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN.

Los componentes electrónicos generan ruido eléctrico, dado que el ancho de banda de la señal EMG comparte parte del espectro del ruido eléctrico de los componentes electrónicos, este no puede ser eliminado, sin embargo, puede ser disminuido mediante el filtrado mediano de la señal.

3.12.3. RUIDO ELÉCTRICO AMBIENTAL.

Este tipo de ruido se debe a la interferencia electromagnética, generada, entre otros, por transmisiones de radio y televisión, señales de telefonía y wifi o de diferentes equipos electrónicos que se encuentran en el lugar de trabajo donde se fabricó la prótesis mioeléctrica está la existencia de otros dispositivos como computadores, impresoras 3D, extrusoras, inclusive el uso de dispositivos celulares pueden causar ruido de este tipo.

3.12.4. RUIDO PRODUCIDO POR MOVIMIENTO.

Es de varios tipos, el primero por la interfaz entre el electrodo y la piel también puede ser producido por los movimientos de la persona y por el movimiento de los cables del sensor.

La señal es adquirida mediante dos electrodos, incluido el de referencia. La finalidad de los dos primeros es la de elevar la amplitud de la señal y el tercer electrodo, el de referencia se pone con la finalidad de eliminar bandas no deseada y ruido catados por estas.³⁰

Esto es implementado mediante, un filtro mediano y la retroalimentación de la señal va al microcontrolador en este caso un arduino nano, obteniéndose una señal más tenue y permita ejecutar los movimientos mejor.

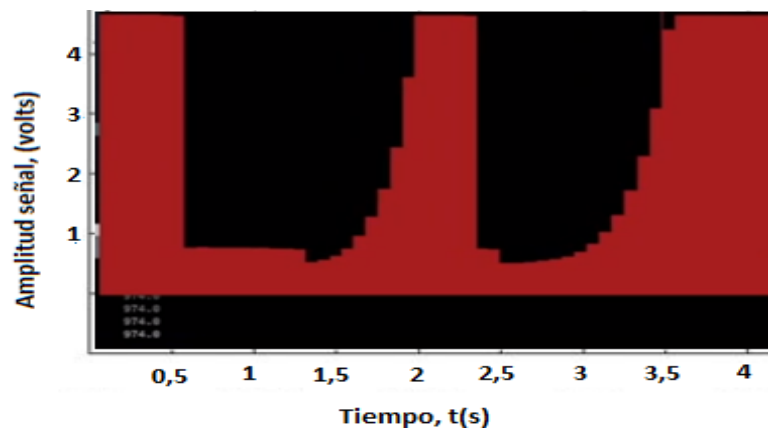


Figura 56. Visualización señal electromiográfica.
Elaboración propia.

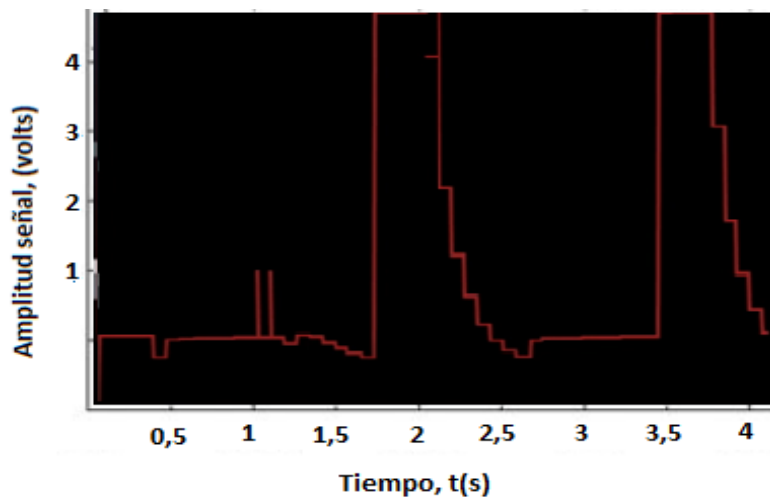


Figura 57. Señal obtenida según la intensidad de actividad muscular de la persona.
Elaboración propia.

Uno de los aspectos más importantes a tener en cuenta es que, como son amputaciones de causa congénita, la persona no desarrolla una actividad muscular intensa como la de una persona normal, refiriéndose también al movimiento de distintas articulaciones y tendones, debido a esto, se desarrolló una plataforma interactiva para que las personas se adaptaran mejor al esfuerzo que se requiere en controlar de forma correcta en el sensor Myoware. Aunque, no requiere de grandes esfuerzos, o de mantener una fuerza determinado por un tiempo prolongado, hay que realizar ciertos entrenamientos para que se puedan realizar los movimientos deseados de forma más rápida y con más naturalidad.

A continuación, se mostrará la interfaz desarrollada para entrenamiento de las personas, debido a que la mayoría de las personas son niños se hizo de una forma muy interactiva.

La idea principal de este juego es que las personas superen los obstáculos que se van mostrando y van avanzando conforme a la señal que se va registrando en este caso, edificios y casas con el fin de que puedan controlar la forma de realizar un determinado movimiento por medio de fuerzas y el tiempo en que deben realizarlas.



Figura 58. Juego de práctica del sensor Myoware.
Elaboración propia.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4. PRUEBAS E IMPLEMENTACIÓN.

4.1. PRUEBAS MECÁNICAS.

A continuación, se mostrarán los resultados de las pruebas mecánicas, se realizó en el programa de software CAD, Solidworks, que permite realizar una simulación estructural de las piezas, es bastante útil ya que cumple un papel muy importante en la evaluación de la eficiencia y precisión en la estructura de la prótesis mioeléctrica ya que permite estimar su comportamiento bajo parámetros reales de trabajo sin necesidad de fabricar un prototipo, o bien sea observar el comportamiento de este antes de ser llevado a su impresión 3D.

Este estudio nos ofrece numerosas ventajas como reducir el costo de las pruebas ya que se puede simular previamente el comportamiento del modelo, permite adelantar y reducir el número de ciclos de desarrollo del mismo, da la opción de mejorar rápidamente el modelo estructural mediante el rediseño del modelado de las piezas de forma virtual. Anteriormente estos estudios, se realizaban mediante pruebas hechas sobre prototipos, lo que generaba un aumento en el tiempo de desarrollo del mismo, así como un aumento en los costos de fabricación.³¹

El estudio estructura escogido para la prótesis mioeléctrica fue un análisis estático ya que se pueden simular los desplazamientos, las fuerzas de reacción las tensiones de deformación que se producen sobre el modelo tridimensional bajo condiciones de contorno previamente definida dándonos una visión general determinando la resistencia y rigidez donde se tuvo en cuenta aspectos como: Una estructura corta o robusta tiene más posibilidades de sufrir un error debido al fallo de los materiales, es decir, se supera el límite de elasticidad. Una estructura larga y delgada fallará debido a la inestabilidad estructural y se produce un pandeo geométrico.

Además, el material de las piezas que se utilice también puede influir en el resultado parcial del análisis estático ya que los componentes metálicos, con cargas moderadas, suelen requerir algún tipo de análisis lineal, en el que el material tiene una relación lineal entre la deformación en la pieza y la carga aplicada por debajo del punto de elasticidad de los materiales, los componentes de caucho y plástico

requieren un análisis no lineal, ya que los elastómeros tienen una relación no lineal entre la deformación en la pieza y la carga aplicada.³²

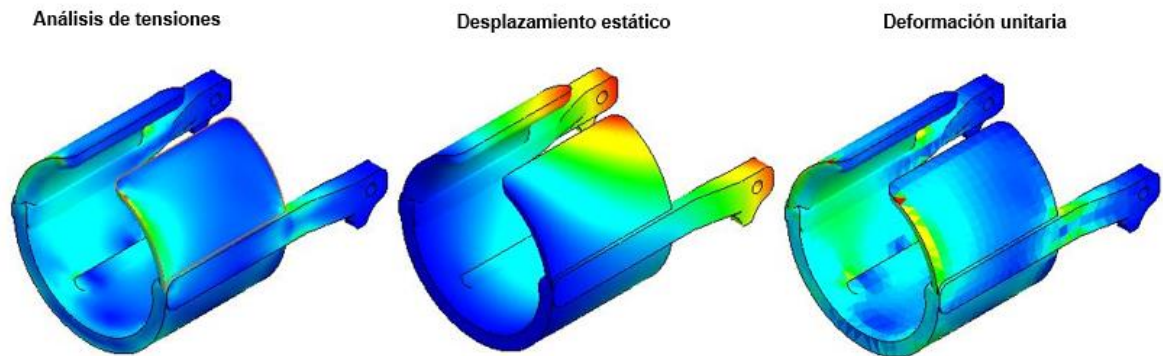


Figura 59. Estudio de análisis estático, socket.
Elaboración propia. Solid Works®.

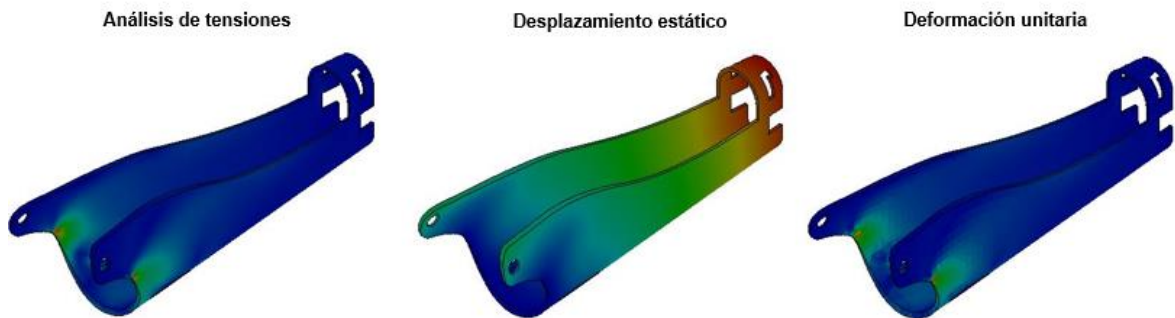


Figura 60. Estudio de análisis estático, antebrazo inferior.
Elaboración propia. Solid Works®.



Figura 61. Estudio de análisis estático, dedo pulgar.
Elaboración propia. Solid Works®.

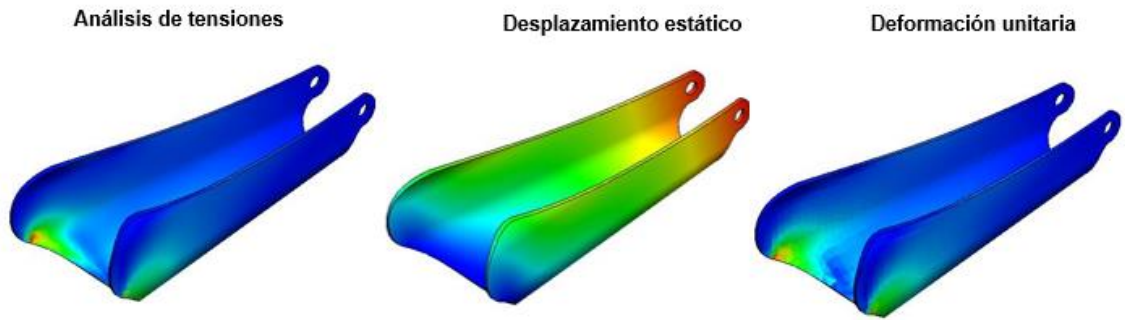


Figura 62. Estudio de análisis estático, antebrazo superior.
Elaboración propia. Solid Works®.

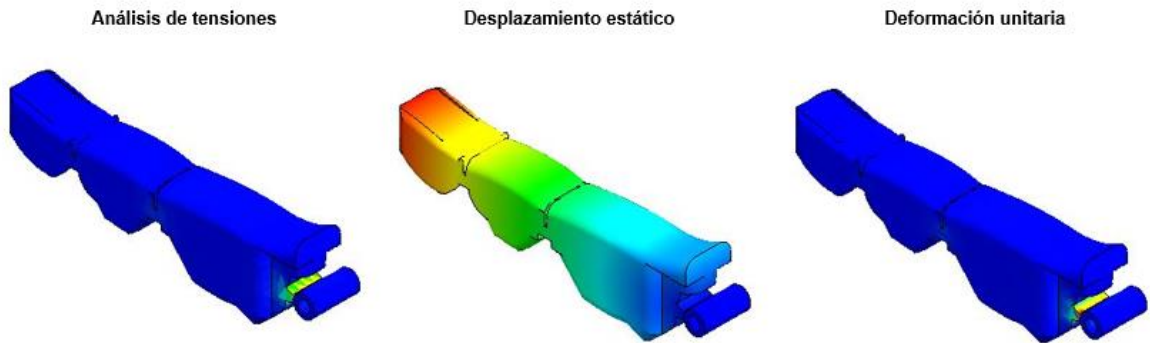


Figura 63. Estudio de análisis estático, dedos de mano.
Elaboración propia. Solid Works®.

Las figuras anteriores, muestran el estudio estático realizado sobre las piezas principales para ella se toman el análisis de tensiones de Von Mises con referencia de material el ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) ya que es un plástico muy resistente al impacto (golpes) y que sus propiedades son muy similares al de PLA debió a que los dos materiales son termoplásticos amorfos, pueden sufrir fallos elástico cuando la energía de distorsión elástica rebasaba cierto valor y se observa la acción de fuerzas opuestas que lo atraen, el estudio arrojó diferentes valores para cada pieza y en qué puntos es mayor la tensión de Von Mises expresada según la ubicación de color en una pieza determinada ya que el número representando por el color es la tensión de actuación en el objeto para establecer una distorsión máxima o un criterio de falla según los esfuerzos estáticos permisibles resultantes de la simulación.³⁴

Se tiene en cuenta el desplazamiento estático, definido como, el desplazamiento que tendría lugar en un sistema de un grado de libertad de rigidez dada por el material y sometido a la acción de una carga en este caso de 3 Newton El eje indica la dirección de la desviación del objeto, mientras que la escala indica el grado de desviación. Al leer la escala URES el color determina la fuerza que representa y según la tonalidad en una determinada sección del objeto. Se representa con un color que es el resultado de fuerza de actuación en el objeto. Por ejemplo, si el azul en la escala es "3.31e-05", y esta es la unidad de desviación en un objeto Convierte la notación "e" en estándar o "diez veces a la potencia de ($\times 10^{\wedge}$)". Por ejemplo "3,31e-05" se convierte en "3,3x10⁻⁵". Agrega la unidad de medida seguida de "URES" como "3,3x10⁻⁵ milímetros".³⁴

Por último, se vio la deformación unitaria ya que define la relación existente entre la deformación total y la longitud inicial de la pieza lo cual permite determinar la deformación de la pieza una vez sometida a un determinado esfuerzo y la escala que da como resultado es la deformación unitaria equivalente ESTRN expresada según la ubicación de color en una pieza determinada.³³

Gracias a los análisis realizados podemos observar que los mayores valores de esfuerzo son los ubicados en la zona de apoyo y conexiones permitiendo dar una idea más acertada de los puntos que deben ser reforzados.

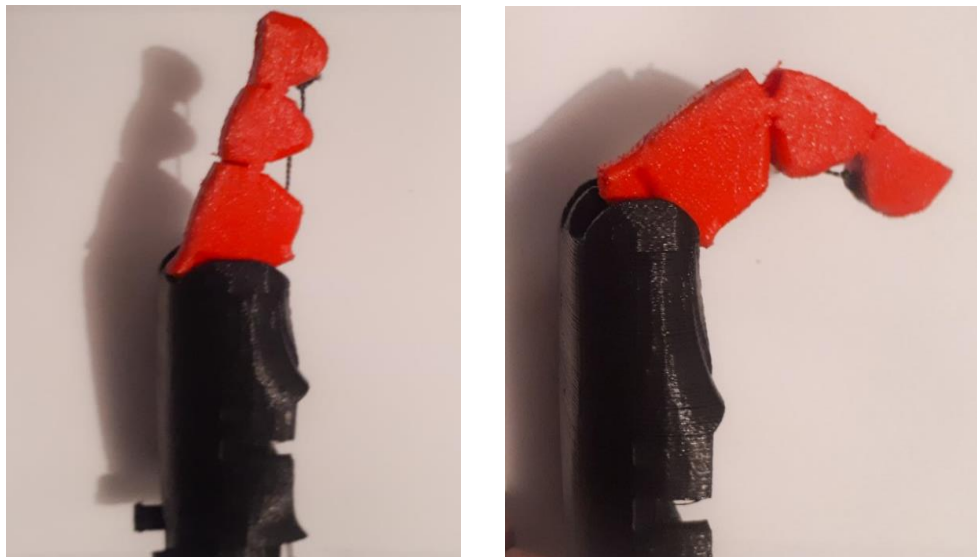


Figura 64. Movimientos de flexión de la mano.
Elaboración propia.

Se pudo observar en el análisis mecánico de estas piezas que, el movimiento de flexión natural de la mano humana se hizo correctamente, debido a que, los dedos responden a la flexibilidad esperada y simula movimientos de las articulaciones interfalangeanas y falanges, además se evidencia que la tensión del cañamo es suficiente para flexionar los dedos ya que este es un hilo de alta resistencia.



Figura 65. Movimiento de abducción, dedo pulgar.
Elaboración propia.



Figura 66. Movimiento de flexión, dedo pulgar.
Elaboración propia.

Se evidencio en el analisis mecánico de estas piezas la simulación del movimiento de abducción y flexión natural del dedo pulgar es adecuado, ademas cumple con el funcionamiento de pinza y oposición de la mano.



Figura 67. ensamble final de prótesis.
Elaboración propia.

Previamente después de realizar la simulación aplicando un análisis estático sobre las piezas se hace la impresión 3D, en esta se realizan pruebas de inspección visual para ver una posible anomalía en las piezas, es importante retirar de manera cuidadosa y por completo los soportes o material sobrante en las piezas después de su impresión 3D ya que estas pueden alterar su funcionamiento mecánico o pueden interferir en el movimiento normal de esta.

Se observan además que las uniones para su ensamble sean correctas y que las partes encajen entre ellas.

4.2. PRUEBAS ELECTRÓNICAS ELÉCTRICA Y PROGRAMACIÓN.

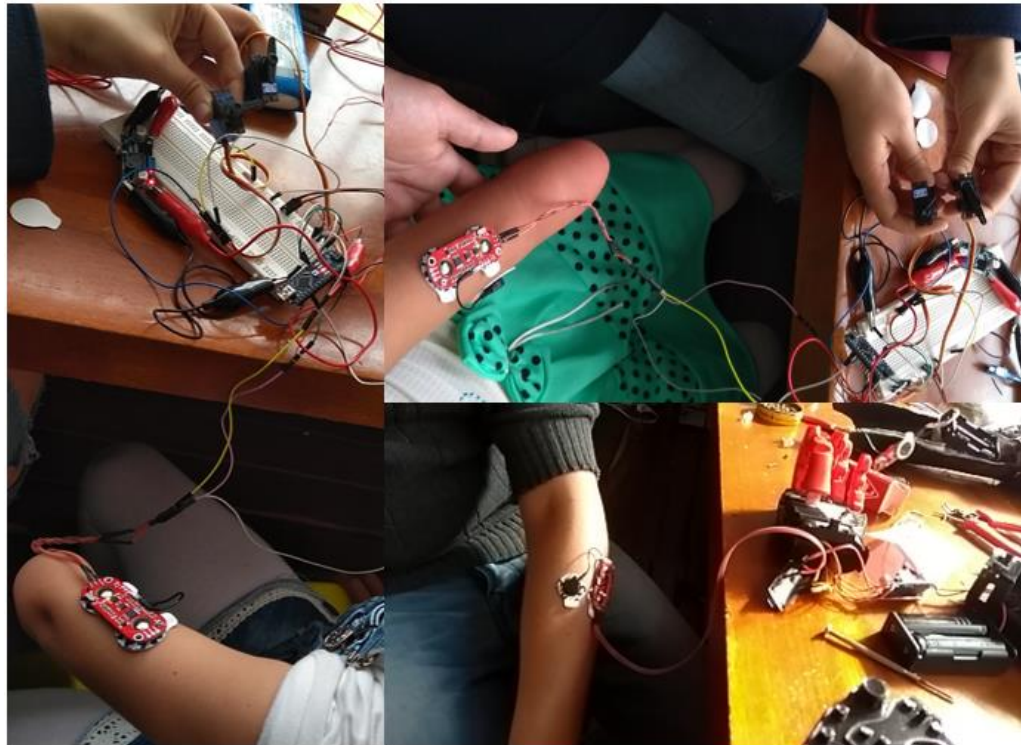


Figura 68. Pruebas eléctricas, electrónicas y programación.
Elaboración propia.

4.2.1. PRUEBA DE CIRCUITO ELÉCTRICO Y ELECTRÓNICO.

La prueba de circuitos eléctricos permite saber si hay alguna avería o no, en el caso del circuito eléctrico se puede comprobar mediante una prueba de continuidad si hay un corto o no, además se verá fugas a tierra que evitan que los componentes electrónicos funcionen.

Los circuitos con componentes electrónicos requieren que se hagan más pruebas ya que la prueba de continuidad no es suficiente porque sus componentes necesitan un análisis más profundo para detectar el daño y en algunos casos este es irreversible, por lo en estas situaciones se procede a cambiar la pieza entera donde se encuentre el daño en vez de repararla, por lo general el daño en los micro servomotores es irreversible y hay que cambiarlo por completo, el daño de circuito abierto significa que la trayectoria de la corriente esta interrumpida, la interrupción

la pueden causar, una rotura en el alambre del cordón, una conexión deficiente o un elemento calentador fundido.




Se observa que no exista un cortocircuito producido cuando se tocan accidentalmente dos alambres haciendo que la corriente fluya por el circuito, esto puede causar daños irreparables en el circuito y componentes eléctricos.

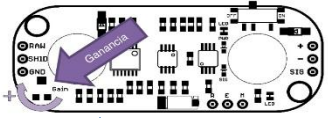
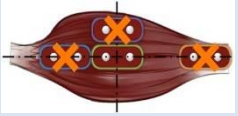
Las pruebas consistieron en realizar todo el montaje eléctrico y electrónico en una protoboard esto se hizo con el fin de observar alguna falla de circuito abierto o fallas de cortocircuito se incluyó el sensor Myoware para graduar el rango de los micro servomotores y establecer los parámetros de funcionamiento de los dedos de las prótesis para ello se conectó el sensor en las personas beneficiadas y según las señales recibidas se establecían estos parámetros.

La idea principal de esta sección es realizar una valoración de la prótesis desarrollada en cuanto a los aspectos de funcionalidad y desempeño. Incluyendo las pruebas mecánicas eléctricas y electrónicas para ello, se tomarán las especificaciones de Ingeniería establecidas y estudiadas en la sección de Despliegue de la Función de Calidad con los resultados obtenidos en el modelado simulación y ensamble en un software CAD, y las mediciones realizadas directamente en la persona beneficiada. De este análisis y según las pruebas realizadas es posible afirmar que el diseño propuesto cumple con los objetivos propuestos requeridos para un producto de esta naturaleza. ³⁵

A continuación, se mostrará una tabla que contiene posibles errores cometidos y las posibles soluciones que se le dieron a este.

ERRORES COMUNES				
Ubicación	Manifestación	Posible error	Solución	Información adicional
Brazo	La prótesis no se sostiene	La prótesis pesa demasiado	Mover component es a otras partes del cuerpo	Intentar mover las baterías en primer lugar

		El socket no se ajusta bien	Adaptar el socket con foamy y velcro o imprimir la pieza de nuevo	
Brazo	La prótesis no enciende	La alimentación no funciona	Revisar el switch y sus conexiones . Revisar que las pilas estén haciendo contacto con los cables	
Dedos	Algunos de los dedos dejaron de moverse	El cáñamo se salió de la polea	Volver a ponerlos en el lugar adecuado y comprobar que en el rango de movimiento estos no se suelten	En caso de ser necesario, soltar la polea del servo y colocarla en una posición más adecuada
Dedos	El sensor se enciende cuando hay una señal, pero los dedos solo responden algunas veces	La alimentación está fallando	Revisar que la carga de las pilas sea la adecuada y que el regulador de voltaje se encuentre en buenas condiciones con los cables que	

			corresponden	
Dedos	Los servos están bien conectados, pero no se mueven	La tierra de todos los componentes no es la misma	Revisar que uno de los pines GND en el arduino se encuentre conectado a la alimentación negativa de los servos	Es un error común cuando se alimenta al arduino a través de un computador
Sensor	El led rojo del sensor se enciende muy levemente cuando hay una señal y la prótesis no responde	La señal no es lo suficientemente amplia para ser percibida	Aumentar la ganancia del sensor	
Sensor	El led amarillo del sensor se encuentra encendido, pero el rojo no se enciende con el impulso	La señal no está siendo captada	Quitar el sensor, observar la posición del músculo y reubicar el sensor	

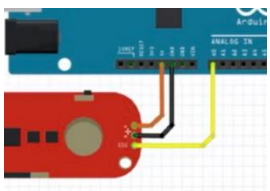
Sensor	El arduino se encuentra encendido, pero el sensor no	La alimentación del sensor no funciona	Revisar que el sensor esté conectado a 5V y GND en el arduino. Revisar que los cables en el sensor se encuentren soldados	
---------------	--	--	---	---

Tabla 11. Errores comunes.
Elaboración propia.

4.2.2. IMPACTOS ESPERADOS A PARTIR DEL USO DE LOS RESULTADOS.

Impactos	Plazo	Indicador	Supuestos
Sociales		Mejoramiento de la calidad de vida de personas con amputación transradial.	A nivel social este proyecto es dirigido al mejoramiento de la calidad de vida de personas con amputación transradial o causa congénita por medio de la creación e implementación de dispositivos, a partir del uso de tecnologías 3D, que busca compartir y generar un impacto en el mundo, a partir de una necesidad social. con el fin de innovar y mejorar procesos y resultados.

Económicos		Sistema de bajo costo en comparación a otros dispositivos utilizados para la misma finalidad	La implementación de la tecnología de impresión 3D, la cual permite versatilidad, flexibilidad y rápido diseño de prototipos, ofrece una significativa reducción de costos, creando una alternativa a los métodos tradicionales.
Productividad		Desarrollo de Artículo y trabajo de grado	Fortalecer la investigación, implementación y desarrollo de nuevas tecnologías por medio de la prótesis mioeléctrica en la fundación materialización 3D ubicada en la ciudad e Bogotá involucrando el desarrollo del proyecto de grado (estudiante de pregrado).
Competitividad		Exploración de nuevas técnicas y tecnologías	la implementación de nuevas tecnologías en procesos de creación de prótesis mioeléctricas, que pueden mejorar la calidad de vida de las personas, pueden incentivar el mejoramiento en la aplicación de nuevas técnicas en el desarrollo de diferentes procesos destinados a la medicina.

Tabla 12. Impacto esperado a partir del uso de los resultados.
Elaboración propia.

TABLA COMPARATIVA, EFICIENCIA Y FUNCIONAMIENTO			
ENSAMBLE	PARTE	PROTESIS 2.0	PROTESIS 3.0
	DEDOS	En la prótesis 2.0, todos sus dedos en conjunto formaban una pieza, lo cual, solo permite hacer el movimiento de apertura y cierre de la mano (flexión y oposición de la mano humana) sin movimientos de pulgar.	Cada dedo permite un movimiento independiente, pero la configuración se hizo de tal manera, que un micro servomotor controlara dos dedos y otro adicional, que controla el dedo pulgar para un total de tres microservos.
	MANO	Conformando el modelo estructural de la prótesis, esta pieza, no permite ubicar ningún elemento electrónico dentro de ella.	El modelado de esta pieza, se hizo de modo que en ella se ubicara todos los micro servomotores.
	ANTEBRAZO	En esta pieza, no quedo el suficiente espacio para que la persona ubicara el muñón; Además no brindaba la resistencia necesaria contra impactos. Finalmente, su ensamble con el resto de las piezas, era bastante complejo y nada compacto.	En esta pieza, se brindó el espacio para que la persona ubicara el muñón dentro de estas; Su resistencia es bastante alta, y permite un ensamble bastante sencillo y compacto.
	SOCKET	La pieza no resistió el peso de la prótesis y no permitió una buena adaptabilidad de esta con la persona.	Esta pieza, se hizo con una densidad mucho más alta en cuanto parámetros de impresión 3D, su diseño, fue pensado en acoplar totalmente el brazo a modo que fuera más resistente y brindara mejor adaptabilidad de la prótesis con la persona.

		Prótesis bastante pesada. Ensamble muy complejo.	Prótesis muy liviana. Ensamble sencillo.
ELECTRÓNICA Y ELÉCTRICA		Esta prótesis tiene componentes bastantes grandes y pesados, no tiene orden en sus conexiones y utilizo materiales no necesarios para su funcionamiento.	Se optimizó la utilización y funcionalidad de componentes electrónicos, implementando componentes de menor dimensión y peso con características superiores.
		Los movimientos de estas prótesis, se realizaban mediante dos pulsadores, operados de forma manual por la persona.	Se implementó el sensor muscular Myoware brindando más comodidad y facilidad para la ejecución de los diferentes movimientos.
		El circuito de alimentación, presentaba riesgos en la persona, ya que, se utilizó una pila que a corto plazo se infla y podría ocasionar riesgos, como por ejemplo, explotar; Teniendo en cuenta que no se ubicó dentro de la prótesis, debido a su gran tamaño y peso.	El circuito de alimentación, no presentaba ningún riesgo para la persona; Tiene un periodo de funcionamiento más amplio. Su ubicación fue dentro de la prótesis, ya que, eran de menor tamaño y peso.
PROGRAMACIÓN		No se implementó ninguna etapa de entrenamiento y adaptabilidad de la prótesis con la persona; La programación de esta, permitía hacer apertura y cierre por medio de pulsadores.	Se implementó una etapa de entrenamiento y adaptabilidad; Su programación permitía realizar múltiples movimientos y la combinación de estos por medio del sensor Myoware.

Tabla 13. Evaluación de eficiencia.
Elaboración propia.

4.3. IMPLEMENTACIÓN.

4.3.1. IMPLEMENTACIÓN DE JUEGO.

Muchas de las personas con este tipo de amputación congénita de miembro superior transradial, no desarrollan la fuerza o movilidad muscular normal de un brazo, para ello es importante se adapten fácilmente a su prótesis por lo tanto se pretende implementar un juego que recibe las señales mioeléctricas con el fin de que la persona aprenda a manejar este tipo de prótesis y ajusten al funcionamiento de esta por medio del entrenamiento muscular de una forma bastante interactiva.



Figura 69. Implementación de juego.
Elaboración propia.

4.3.2. IMPLEMENTACIÓN DE PRÓTESIS

El diseño de las piezas de la prótesis mioeléctrica fue desarrollado pensando en que pudieran ser fabricadas por medio de un proceso de manufactura disponible en el país, como el uso de una impresora 3D, CNC o el procesamiento de polímeros (extrusión, inyección, termo formado). Con el fin de ser recreado en cualquier parte del país y del mundo de bajo costo, sin fines comerciales ya que el propósito fundamental de este proyecto es ayudar a personas con este tipo de amputación, además de fines de educación. Por tal motivo, desde el inicio del proceso de diseño se escogió que la geometría de los componentes de la prótesis fuera tan sencilla como su funcionalidad lo permitiera, y por consiguiente de fácil fabricación.

Debido al tipo de piezas que conforman el diseño estructural no se puede hablar de un solo método de fabricación para todas ellas; algunas pueden ser elaboradas por métodos tradicionales, por ejemplo, las correas de seguridad, métodos artesanales en el cual se introdujeron materiales como foamy, espuma, cuero, para que la prótesis fuera más cómoda y estética.

La composición de técnicas de manufactura, es la elección más apropiada para construir los distintos sistemas de la prótesis. Principalmente, si se tiene en cuenta que los materiales propuestos poseen propiedades físicas y mecánicas muy distintas, lo cual hace que procesos determinados sean más adecuados para la fabricación de algunas piezas.

La evaluación de la prótesis para su ensamble y el tiempo destinado en esta operación, así como el orden de la misma (secuencia eficiente de ensamble), debe realizarse de forma que garantice el correcto funcionamiento de la prótesis ya que es bastante crítico en esta etapa de implementación puesto que se valora la eficiencia y viabilidad del proyecto por lo tanto el diseño de las piezas como la elección de las formas adecuadas de conexión entre ellas deben ser precisas y exactas, el orden de ensamble es también un factor importante para evitar que algunas operaciones impidan el desarrollo de otras. Desde este punto de vista, la pieza base del ensamble es la palma de la mano y antebrazo inferior, ya que en ellas están conectados todos los subsistemas en que puede ser dividido el ensamble, sub-ensambles.³⁶

A continuación, se muestra la implementación de las prótesis en las diferentes personas mencionadas anteriormente.



Figura 70. Implementación de prótesis persona uno.
Elaboración propia.

La figura anterior, muestra el socket requerido para la adaptabilidad de la prótesis con la persona 1 además la instalación de esta.



Figura 71. Implementación de prótesis persona dos.
Elaboración propia.

La figura anterior muestra la implementación de la prótesis para la persona 2 y su adaptabilidad en su entorno.



Figura 72. Implementación de prótesis persona tres.
Elaboración propia.

La figura anterior muestra la implementación de la prótesis para la persona 3 y su adaptabilidad a su entorno

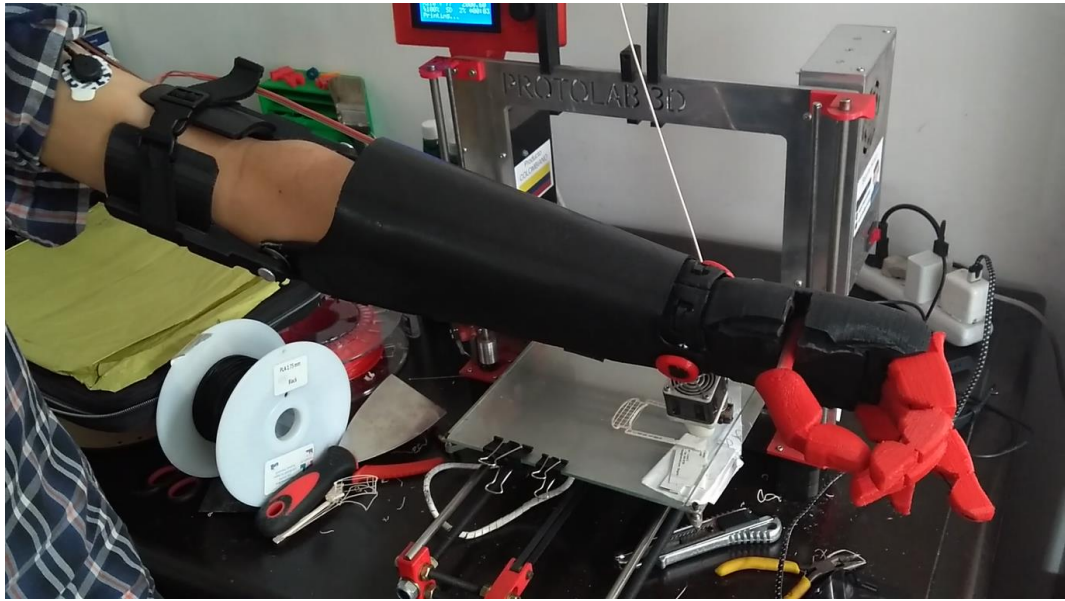


Figura 73. movimiento de pinza por medio del movimiento de abducción del dedo pulgar.
Elaboración propia.

Implementación última versión de prótesis movimiento de pinza por medio del movimiento de abducción del dedo pulgar.

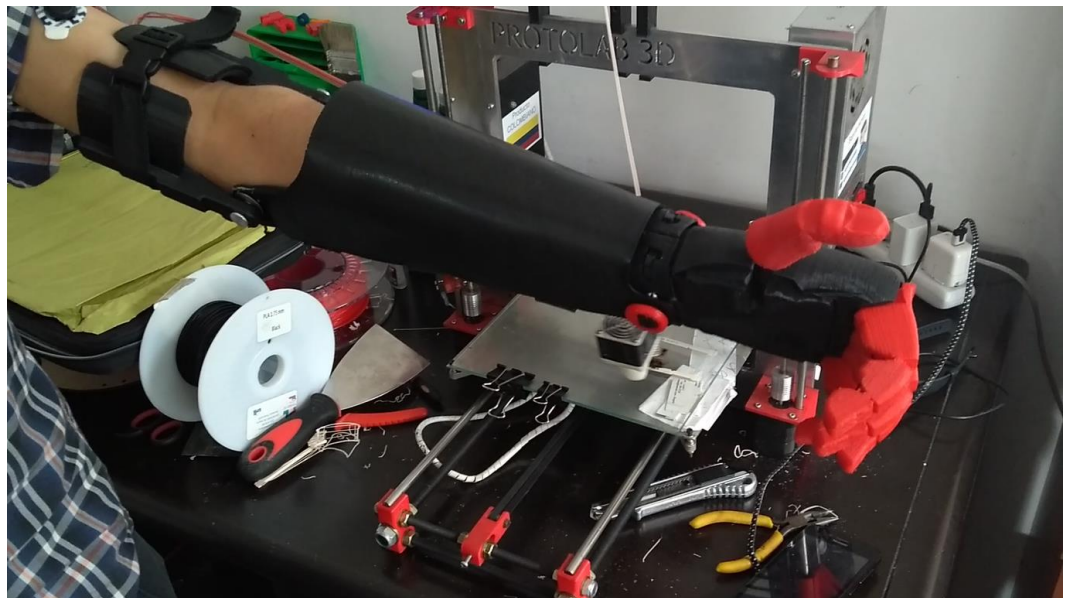


Figura 74. Movimiento de flexión de dedos.
Elaboración propia.

Implementación última versión de prótesis, movimiento de flexión de dedos sin pulgar.

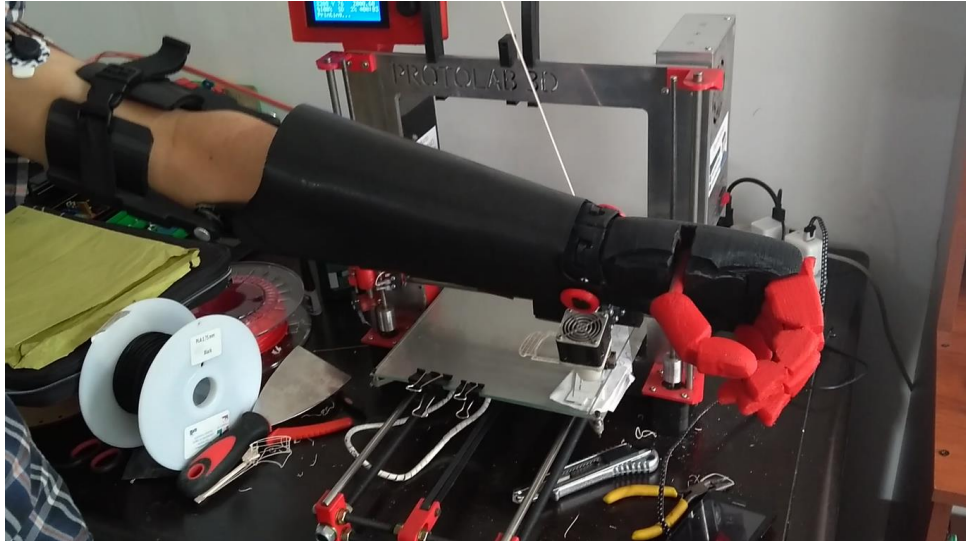


Figura 75. Movimiento de flexión de la mano.
Elaboración propia.

Implementación última versión de prótesis, movimiento de flexión de la mano.



Figura 76. movimiento de oposición.
Elaboración propia.

Implementación última versión de prótesis, movimiento de oposición de la mano.



Figura 77. Adaptabilidad al entorno.
Elaboración propia.

Implementación de prótesis, persona realizando actividades cotidianas, y adaptabilidad a su entorno.

EVENTOS.

4.4. MALOKA.

Es un programa nacional con proyección internacional, que construye:

- Iniciativas de Apropiación Social de la Ciencia, la Tecnología y la Innovación.
- Procesos de educación democratizada y para toda la vida.
- Cultura ciudadana.
- Estrategias de fortalecimiento a la educación formal.
- Métodos de experimentación e inmersión para las familias.
- Experiencias itinerantes.
- Encuentros de formación y participación ciudadana.

Maloka cuenta con un Centro Interactivo situado en Bogotá, una Maloka Viajera y 4 miniMaloka itinerantes, además desarrolla proyectos a la medida con aliados públicos y privados. El fin es aportar a la consolidación de una sociedad y economía basadas en el aprendizaje en el conocimiento y la innovación, que cuente con ciudadanos libres, competitivos, participativos, creativos, innovadores y realizadores, con identidad y autoestima. Además, cuenta con una proyección internacional, que fomenta la pasión por el aprendizaje a lo largo de la vida, fortaleciendo los lazos entre ciencia – tecnología – innovación y sociedad, con el fin de enriquecer la cultura ciudadana y aportar al desarrollo sustentable. ³⁷



Figura 78. Asistencia a feria TAC.
Elaboración propia.

4.4.1. QUINTO CARNAVAL DE LA CIENCIA.

Maloka, ofrece a todos los ciudadanos un escenario de sensibilización, formación y diálogo para aprender y participar con ideas sobre cómo fortalecer y utilizar la ciencia y la tecnología para el mejoramiento de la calidad de vida de los colombianos. Un espacio que toma como punto de partida la cotidianidad, rompiendo todo tipo de barreras de acceso al conocimiento, al ser gratuito y en un lenguaje adaptado para todos los públicos.

Conversatorios, conferencias, talleres, ferias, conciertos, exposiciones, foros, arte-ciencia y mucho más. Encuéntrate y comparte con expertos de todos los campos de las ciencias básicas y humanas, líderes, empresarios, políticos, funcionarios públicos, sabedores populares y ancestrales. ³⁸

4.4.2. FERIA TAC.

Esta feria TAC, se llevó a cabo los días 7 y 8 de octubre de 2017 su idea principal es brindar un espacio para mostrar proyectos desarrollados en tecnología y arte en donde asistieron más de 30 expositores de diferentes universidades, empresas, fundaciones entre otros, en esta feria, se asistió con la fundación M3D dando a conocer principalmente el proyecto de prótesis mioeléctrica, además de exponer modelado e impresión 3d se trataron temas principales como la educación, salud y medio ambiente ámbitos que se llevan a cabo por la fundación. ³⁸



Figura 79. Exposición de prótesis feria TAC.
Elaboración propia.

4.5. CORFERIAS

El Centro internacional de Negocios y Exposiciones de Bogotá - Corferias, es una sociedad de carácter privado, que impulsa el desarrollo industrial, social, cultural y comercial en la Región Andina, Centroamérica y el Caribe. Su principal accionista es la Cámara de Comercio de Bogotá, entidad que representa los intereses del sector empresarial y de la sociedad en general. Con más de 60 años de experiencia, Corferias, busca estrechar los vínculos de cooperación entre Colombia y la comunidad mundial a través de la organización de ferias, exposiciones, eventos y convenciones, propiciando la generación de contactos cualificados entre visitantes y expositores en un recinto operado bajo estándares internacionales. Igualmente, promueve y organiza la participación de Colombia en ferias y exposiciones que se realicen en el extranjero, y participa como socio de empresas que tengan el mismo objetivo en pro de fomentar el desarrollo industrial o comercial del país.³⁹

4.5.1. SOFA.

El Salón del ocio y la fantasía, es una experiencia construida por muchas personas apasionadas que disfrutan de sus aficiones y que quieren que muchas otras personas puedan disfrutar con ellos.

Es un proyecto que lleva más de nueve años sorprendiéndonos a todos con sus resultados y que pasó de ser un pequeño encuentro de aficionados a ser la plataforma de gestión cultural alternativa, nuevas tendencias, creatividad, entretenimiento y emprendimiento más importante de Colombia y una de las más grandes de Latinoamérica.

Detrás del SOFA, hay cientos de expositores que decidieron dedicar su vida a la industria de las aficiones, ya sea produciendo o distribuyendo productos y servicios relacionados con el entretenimiento, las aficiones y la cultura del tiempo libre.

También hay miles de gestores culturales que forman comunidades, clubes, asociaciones, actividades, grupos y colectivos y que construyen la base de todas las actividades, muestras, presentaciones y exhibiciones que tiene el SOFA.

Y nada de esto sería posible, sin el Centro Internacional de Negocios y Exposiciones de Bogotá (Corferias), que es una sociedad de carácter privado, que impulsa el desarrollo industrial, social, cultural y comercial en la región andina, Centroamérica y el Caribe, y que es el socio logístico y comercial del SOFA y le da su hogar al dragón.⁴⁰



Figura 80. Exposición de prótesis, evento SOFA, en Corferias.
Elaboración propia.

5. CONCLUSIONES

- En los últimos tiempos se han evidenciado grandes avances en la elaboración de las prótesis, promoviendo múltiples líneas de investigación que prometen nuevos cambios e innovaciones para ser aplicadas en pro de mejorar el desarrollo de las prótesis mioeléctricas, buscando mejorar la calidad de vida de las personas con malformaciones congénitas o amputación transradial de las extremidades superiores. A raíz de lo anterior, se decidió implementar el Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial por medio del uso de tecnologías 3D.
- El desarrollo de este proyecto, aporta experiencias de vida bastantes constructivas a nivel personal y profesional ya que permite discernir en llevar a cabo proyectos que efectúen este tipo de temáticas, para así profundizar y mejorar cada vez más, en el campo de la robótica. La implementación de este proyecto juega un papel muy importante dentro de las nuevas tecnologías, ya que, mediante las mismas, se pueden diseñar prótesis mioeléctricas, optimizar circuitos eléctricos y modelos programáticos, garantizando así, una mejor calidad de vida a las personas beneficiarias de las prótesis.
- La aplicación del despliegue de la función de calidad fue muy importante ya que permitió identificar los aspectos más significativos necesarios, para la construcción de la prótesis mioeléctrica, dando prioridad a las desventajas que se presentaban en el modelo anterior de prótesis y necesidades específicas de las diferentes personas beneficiadas.
- Se observó mediante la implementación de esta prótesis su gran eficiencia gracias a que esta es autónoma, resistente, segura y liviana; en cuanto en su funcionamiento arrojó resultados óptimos, por ofrecer diversos movimientos en la mano para la manipulación de objetos y realización de actividades cotidianas presentando una adaptabilidad de la persona a su entorno bastante alta, logrando de esta forma una mejor calidad de vida en personas con amputación transradial y compensando así de alguna manera, la pérdida o limitación de las funciones físicas.
- Finalmente, la replicación del funcionamiento de la mano humana, fue un reto, ya que se deben tener en cuenta bastantes aspectos, desde los movimientos básicos, hasta el material seleccionado para su estructura. A su vez, es bastante complejo la elaboración del modelado del software CAD de superficies orgánicas.

6. REFERENCIAS

- ¹ García, Guadalupe. Desarrollo de habilidades de la tecnología y la educación DHTIC. (2014). Recuperado de: <https://es.slideshare.net/LupitaGarcia14/prtesis-mioelctricas-36645806>.
- ² Harold Romo, Judy C. Realpe, y Pablo Jojoa. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. Universidad del Cauca. 2007.
- ³ Fundación Materialización 3D. *Mioeléctrica con Arduino 2015*. Colombia. 2017. Recuperado de: <http://materializacion3d.com/project/mano-mio-electrica/>.
- ⁴ Xiangxin Li, Rui Xu, Oluwarotimi Williams Samuel, Lan Tian, Haiqing Zou, Xiufeng Zhang, Shixiong Chen, Peng Fang y Guanglin Li. *New Approach to Mitigate the Effect of Force Variation on Pattern Recognition for Myoelectric Control*. China. 2016. pp. 1684- 1687.
- ⁵ Aadeel Akhtar, Kyung Yun Choi, Michael Fatina, Jesse Cornman, Edward Wu, Joseph Sombeck, Chris Yim, Patrick Slade, Jason Lee, Jack Moore, Daniel Gonzales, Alvin Wu, Garrett Anderson, David Rotter, Cliff Shin, and Timothy Bretl. Una mano de bajo costo, de código abierto compatible para permitir el control sensorimotor para personas con amputaciones transradiales. Orlando. 2016. pp 4642-4645.
- ⁶ García, Daniela y Espinoza María. Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro. Santiago de Chile. 2014. pp 281-285.
- ⁷ Contreras, A, Ramírez, F, Gallegos y I, Bazán. Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo. México. 2015. pp. 77-92.
- ⁸ Jair L. Loaiza y Nelson Arzola. Evolución Y Tendencias En El Desarrollo De Prótesis De Mano. Bogotá. Colombia. 2011. pp 121- 200.
- ⁹ Kyu Ho Lee, Hobeom Bin, KeunBae Kim, So Young Ahn, Bong-Ok Kim y Soo-Kyung Bok. Funciones de las manecillas del Myoelectrica y 3D-Impreso Presión-Sensored Prótesis: Un estudio comparativo. Corea. 2017.
- ¹⁰ Gavin Buckingham, Johnny Parr, Greg Wood, Samuel Vine, Pan Dimitriou y Sarah Day. Impacto del uso de una prótesis de las extremidades superiores en la percepción de las diferencias de peso reales e ilusorias. Springer. 2018.
- ¹¹ Fundación Materialización 3D. Colombia. 2017. Recuperado de: <http://materializacion3d.com/company/hands-y-heart-foundation/>. Agosto-2018.

- ¹² Children´s healthcare of Atlanta. Amputación congénita. Estados Unidos. 2014. Recuperado de: <https://www.choa.org/~media/files/Childrens/medical-services/orthopaedics/orthotics-and-prosthetics/congenital-amp-span.pdf? la=en>.
- ¹³ G.L. Taylor y R.J. Schwart, "The Anatomy and Mechanics of the Human Hand", Artificial Limbs, 1955, Vol.2, pp.22-35.
- ¹⁴ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición. 2005. pp. 309-311.
- ¹⁵ R. A. H. VITALI, Amputaciones y Prótesis, Londres. 1996.
- ¹⁶ I. J. A. FLORES. Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior; De Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica. Querétaro.2004.
- ¹⁷ L. M. H. PUGLISI. Prótesis Robóticas. Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial. 2006. pp. 1-2.
- ¹⁸ K. W. J. H. H. SAMUEL. Biomechanical Desing of a Powered ankle-foot prosthesis, Noordwijk: Bibliografía 165. IEEE, 2007.
- ¹⁹ Centro de Análisis y Prospectiva Gabinete Técnico de la Guardia Civil. Impresoras 3D. España. 2016. Recuperado de: http://intranet.bibliotecasgc.bage.es/intranet-tmpl/prog/local_repository/documents/17854.pdf.
- ²⁰ Autodesk. Impresión 3D. 2018. Tomado de: <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/3d-printing>.
- ²¹ Arturo Ruiz y Falcó Rojas. Despliegue de la función calidad (QFD). Madrid. 2009. Tomado de: <http://web.cortland.edu/matresearch/QFD.pdf>.
- ²² Carolina Arroyave, Alejandra Maya y Carlos Orozco. Aplicación De La Metodología QFD En El Proceso De Ingeniería De Requisitos. Bogotá. 2007. Tomado de: https://repository.eafit.edu.co/bitstream/handle/10784/2375/Arroyave_Carolina_2007.pdf? sequence=1.
- ²³ Fundación Materialización 3D. Herramientas. Colombia. 2017. Recuperado de: https://cdn.thingiverse.com/assets/09/92/f9/79/17/manual_toma_de_medidas.pdf.
- ²⁴ Robert Mcneel. Características del Rhino 5. 2017. Tomado de: <https://www.rhino3d.com/es/features>.

- ²⁵ Wwhat's new. Thingiverse, Comunidad online con miles de diseños para imprimir en 3D. 2012. Tomado de: <https://www.whatsnew.com/2012/03/03/thingiverse-la-comunidad-online-con-mas-de-15-000-disenos-3d/>.
- ²⁶ CAD CAE Ingenieria LTDA. Soliworks Licencia N°486646. Chile. 2017. Recuperado de: <http://cad-cae.com/licencia.html>.
- ²⁷ Arduino Nano V3.0 FT232. 2017. Tomado de: https://www.vistronica.com/board-desarrollo/arduino/board/arduionanov30ft232detail.html?product_rewrite=arduino-nano-v30-ft232.
- ²⁸ MG995 Tower Pro Servo motor Metálico. 2017. Tomado de: <https://www.geekfactory.mx/tienda/motores-y-controladores/mg995-tower-pro-servo-motor-metalico/>.
- ²⁹ Módulo L298N para Control de Motores. Tomado de: <https://www.vistronica.com/robotica/modulo-l298n-para-control-de-motores-detail.html>.
- ³⁰ Jaime F. Delgado Saa, Erick Vallejo y Jaime Torres. Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográfica. México. 2007. Tomado de: http://www.laccei.org/LACCEI2007-Mexico/Papers%20PDF/BT116_DelgadoSaa.pdf.
- ³¹ Solidworks. Análisis estructural. 2017. Tomado de: <https://www.solidworks.es/sw/products/simulation/structural-analysis.htm>.
- ³² Soliworks. Análisis estático. 2017. Tomado de: <http://grupocarman.com/blog/solidworks-analisis-estatico/>.
- ³³ Huauya Joaquin. Deformación unitaria. 2013. Tomado de: <http://fisica2013-2.blogspot.com.co/2013/12/deformacion-unitaria.html>.
- ³⁴ Iam Jaebi. Cómo leer una escala de desviación en SolidWorks.2017. Tomado de: https://techlandia.com/leer-escala-desviacion-solidworks-como_220685/.
- ³⁵ Continuidad y Cortocircuitos. 2017. Recuperado de: <http://electronico.scienceontheweb.net/cortocircuito.html>.
- ³⁶ Jair Leopoldo Loaiza Bernal. Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Bogotá, Colombia. 2012. Recuperado de: <http://www.bdigital.unal.edu.co/42964/1/80492327.2013.pdf>.
- ³⁷ Maloka. 2017. Tomado de: <http://maloka.org/index.php/conoce-maloka/que-es-maloka>.
- ³⁸ Maloka. *Agenda Científica Gratuita*. 2017. Tomado de: <http://www.maloka.org/index.php/paratodos/planea-tu-visita/agenda-cientifica>.

³⁹ Corferias. 2017. Tomado de: <http://corferias.com/index.cfm?doc=pagina&StrIdioma=es&IntIdioma=1&IDPagina=2315&IDSeccion=336>.

⁴⁰ SOFA. 2017. Tomado de: <http://www.enelsofa.com/sofa2017/index.php?p=about>.