

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

Diseño e implementación de un prototipo de prótesis robótica para antebrazo y mano derecha con movimientos independientes mediante señales neuronales.

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero en Telecomunicaciones

Presentado por:

Andrés Fernando Infante Alarcón

Jimmy Josué Fuentes González

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2019

DEDICATORIA

El presente proyecto lo dedico a todos mis familiares y amigos quienes siempre me han apoyado en todo aquello que me he propuesto alcanzar.

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimientos a nuestro cliente, el Ph.D. Francys Loayza, a nuestro Tutor, el Ms.C. Efrén Herrera y a nuestro Profesor Ms.C. Washington Medina por sus esfuerzos y contribución para este Proyecto.

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Andrés Fernando Infante Alarcón* y *Jimmy Josué Fuentes González* damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"

Josué Fuentes González

Andrés Infante Alarcón

EVALUADORES

M.Sc. Washington Medina

PROFESOR DE LA MATERIA

M.Sc. Efrén Herrera

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

Hoy en día ocurren múltiples accidentes de todo tipo que generalmente desencadenan en una amputación para el afectado, una prótesis ortopédica automatizada suele estar muy lejos del alcance de personas con escasos recursos; sin embargo, la creación de una prótesis impresa en 3D con materiales económicos puede dar solución a este problema además de poseer movimientos independientes que sólo requieran que el individuo porte un dispositivo en su cabeza, la cual ordene los movimientos al aparato ortopédico.

Para el presente Proyecto Integrador, se diseñó y construyó una prótesis ortopédica de un brazo derecho mediante impresión 3D con la finalidad de que pueda abrir y cerrar correctamente la mano, los movimientos de la prótesis fungían a través de un dispositivo denominado Neurosky Mindwave 2 colocado en la cabeza el cual mediante un sensor frontal receptaba el grado de concentración de la persona e inalámbricamente transmitía esta señal a los elementos electrónicos y mecánicos encargados del control de la mano. De esta forma, al concentrarse la persona puede cerrar la mano, mientras que al desconcentrarse puede abrirla.

A través de varias pruebas hechas en un voluntario con una amputación en su brazo se determinó que su grado de concentración mental era elevado y podía mantener un rango constante de atención para abrir o cerrar la mano según su disposición.

Finalmente se concluyó que el uso de señales neuronales para el movimiento independiente de cada dedo no es factible con el dispositivo Neurosky dado que se necesitarían más electrodos y sensores para captar diversos patrones de la señal emitida, además se necesitó agregar un servomotor más de los que inicialmente se tenía previsto utilizar para mejorar la movilidad de los dedos y la fuerza de agarre.

ABSTRACT

Nowadays there are multiple accidents of all kinds that generally trigger an amputation for the affected person, an automated orthopedic prosthesis is usually very far from the reach of people with limited resources; However, the creation of a 3D printed prosthesis with inexpensive materials can solve this problem as well as having independent movements that only require the individual to carry a device in their head, which orders movements to the orthopedic device.

For this Project, a prosthesis of a right arm was designed and constructed by means of 3D printing in order to open and close the hand correctly, the movements of the prosthesis worked through a device called Neurosky Mindwave 2 placed in the head which by means of a frontal sensor received the degree of concentration of the person and wirelessly transmitted this signal to the electronic and mechanical elements responsible for controlling the hand. In this way, when concentrating the person can close the hand, while to decentralize can open it.

Through several tests done on a volunteer with an amputation in his arm it was determined that his mental concentration was high, and he could maintain a constant range of attention to open or close his hand according to his disposition.

Finally, it was concluded that the use of neuronal signals for the independent movement of each finger is not feasible with the Neurosky device since more electrodes and sensors would be needed to capture more patterns of the emitted signal, in addition it was necessary to add a servomotor more than those Initially it was planned to be used to improve the mobility of the fingers and the gripping force.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	i
ABSTRACT	ii
ÍNDICE GENERAL	iii
ABREVIATURAS	vi
SIMBOLOGÍA.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
CAPÍTULO 1	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Descripción del problema	1
1.2 Justificación del problema	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo General	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	3
1.4 Estado del Arte.....	4
1.4.1 Prótesis Estética	5
1.4.2 Prótesis Mecánica	5
1.4.3 Prótesis Neumática.....	5
1.4.4 Prótesis Híbridas	6
1.4.5 Prótesis de mano biónica I Limb	7
1.4.6 Prótesis de mano Michelangelo	8
1.4.7 Prótesis Bebionic	9
1.5 Alcance	10
1.6 Metodología	11

CAPÍTULO 2.....	13
2. MARCO TEÓRICO.....	13
2.1 Prótesis	13
2.1.1 Prótesis Auditivas	15
2.1.2 Prótesis Valvulares Cardiacas	16
2.1.3 Prótesis Dentales.....	17
2.1.4 Prótesis Faciales	19
2.1.5 Prótesis Maxilofaciales	20
2.1.6 Prótesis Mamarias	21
2.1.7 Prótesis Ortopédicas.....	22
2.2 Impresión 3D.....	23
2.3 ARDUINO	25
2.4 Servomotor.....	27
2.4.1 Funcionamiento	27
2.4.2 Señal PWM.....	28
2.4.3 Consumo de energía	30
2.5 Dispositivo Neurosky Mindwave	30
CAPÍTULO 3.....	32
3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN	32
3.1 Obtención de las señales neuronales de forma inalámbrica mediante el dispositivo Neurosky.	32
3.1.1 Rangos de atención para movimientos:	34
3.1.2 Código de programación Arduino para obtención de señales neuronales provenientes del dispositivo Neurosky	35
3.1.3 Toma de datos de acuerdo al rango de atención	38
3.2 Diseño de la Prótesis.	39
3.2.1 Primera Parte – Mano Derecha	40

3.2.2	Segunda Parte – Antebrazo Derecho	44
3.3	Elaboración de la Prótesis.....	49
3.3.1	Parámetros y consideraciones previo a la Impresión.....	49
3.3.2	Generación de los elementos en Matter Control	51
3.4	Impresión 3D Final	55
3.5	Adaptación y Encaje de los elementos dentro de la Prótesis.....	57
3.6.	Código de programación para movimiento de la prótesis de acuerdo al rango de atención	65
CAPÍTULO 4		69
4. ANÁLISIS DE RESULTADOS		69
4.1	Análisis de señales neuronales obtenidas en la persona amputada	69
4.2	Observaciones Adicionales	72
4.3	Trabajos Posteriores a Futuro	72
4.4.	Manual de uso de la Prótesis	73
CAPÍTULO 5.....		77
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		77
Conclusiones		77
Recomendaciones		78
Bibliografía		1
Anexo 1		5
Anexo 2.....		6
Anexo 3.....		9

ABREVIATURAS

3D	Tres dimensiones
A.C.	Antes de Cristo
ABS	Acritonitrilo Butadieno Estireno
AC	Corriente Alterna
DC	Corriente Directa
EEG	Electroencefalograma
ErgoTEC	Ergonomía Técnica Aplicada
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
GND	Ground-Tierra
HC-05	Serie de un módulo Bluetooth
I/O	Entrada-Salida
LED	Light-Emitting Diode
MG995	Metal Gear 995 (Engranaje de metal)
OFF	Apagado
ON	Encendido
PIC	Peripheral Interface Controller
PLA	Poliácido Láctico
PMMA	Polimetil Metacrilato
PWM	Pulse Width Modulation
RF	Radio Frecuencia
TPU	Poliuretano Termoplástico
TTL	Transistor-Transistor Logic
USART	Universal Synchronous and Asynchronous Serial Receiver

SIMBOLOGÍA

C°	Grado Centígrado
cm	Centímetro
g	Gramo
Kgf	Kilogramo-Fuerza
Km	Kilómetro
m	Metro
mA	Miliamperio
mg	Miligramo
mm	Milímetro
ms	Milisegundo
P	Fósforo
V	Voltio
Xh Xm	Hora-minuto

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Modelo de Prótesis biónica I Limb sosteniendo una moneda.	7
Figura 1.2. Modelo de Prótesis de mano Michelangelo.	8
Figura 1.3. Modelo de Prótesis de mano Bebionic.	9
Figura 2. 1. Prótesis de un dedo gordo hecho de madera en la época A.C.	14
Figura 2.2. Dispositivo auricular monofónico para corrección auditiva.	15
Figura 2.3. Inserción de una prótesis aórtica en el corazón.	16
Figura 2.4. Inserción de una pieza dental removible en la dentadura.	17
Figura 2.5. Mascarilla facial utilizada para alterar la apariencia del individuo.	19
Figura 2.6. Prótesis Óculo Palpebral.	20
Figura 2.7. Distintos tipos de Prótesis Mamarias.	21
Figura 2.8. Prótesis Ortopédica de una pierna izquierda.	22
Figura 2.9. Creación de un pequeño objeto mediante impresión 3D.	23
Figura 2.10. Placa funcional ARDUINO UNO.	25
Figura 2.11. Placa ARDUINO MICRO.	26
Figura 2.12. Diagrama de Bloques de un Servomotor.	27
Figura 2.13. Posición del servomotor según el ancho de pulso (PWM).	29
Figura 2.14. Servomotor con la conexión determinada para sus respectivos cables. ...	29
Figura 2.15. Diadema Neurosky Mindwave 2.	30
Figura 2.16. Panel de control Brainwave Visualizer del software Neurosky Mindwave 2.	31
Figura 3.1. Diagrama de Bloques General del funcionamiento del proyecto.	32
Figura 3.2. Conexión de hardware ARDUINO MICRO - Módulo Bluetooth HC-05.	34
Figura 3.3. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky PARTE 1.	35
Figura 3.4. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky PARTE 2.	36
Figura 3.5. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky PARTE 3.	37
Figura 3.6. Ventana ARDUINO que muestra los valores de atención y meditación en tiempo real provenientes del dispositivo Neurosky.	38
Figura 3.7. Gráfica Lineal de las 5 tomas de datos de acuerdo al grado de atención para una persona sin amputación.	39

Figura 3.8. Diseño 3D de una mano derecha.	40
Figura 3.9. Orificios interiores de la palma derecha.	41
Figura 3.10. Vista frontal de la mano derecha en Blender.	42
Figura 3.11. Vista lateral derecha de la mano derecha en Blender.	42
Figura 3.12. Vista lateral izquierda de la mano derecha en Blender.	43
Figura 3.13. Vista inferior de la mano derecha en Blender.	43
Figura 3.14. Diseño de las articulaciones en Blender.	44
Figura 3.15. Antebrazo derecho sin tapa en Blender.	45
Figura 3.16. Tapa del antebrazo derecho en Blender.	45
Figura 3.17. Vista interior trasera del antebrazo derecho en Blender.	46
Figura 3.18. Vista delantera del antebrazo derecho en Blender.	46
Figura 3.19. Vista frontal de la Prótesis Completa sin tapa en Blender.	47
Figura 3.20. Vista frontal de la Prótesis Completa en Blender.	47
Figura 3.21. Vista lateral derecha de la Prótesis Completa en Blender.	48
Figura 3.22. Vista lateral izquierda de la Prótesis Completa en Blender.	48
Figura 3.23. Vista interior de la Prótesis Completa en Blender.	49
Figura 3.24. Impresora 3D ROSTOCK MAX v3.	51
Figura 3.25. Vista frontal de la palma derecha generada en Matter Control.	52
Figura 3.26. Vista lateral de la palma derecha generada en Matter Control.	52
Figura 3.27. Vista superior de las 14 falanges generadas en Matter Control.	53
Figura 3.28. Vista superior de las articulaciones FALANGE-FALANGE generadas en Matter Control.	53
Figura 3.29. Vista superior de las articulaciones PALMA-FALANGE generadas en Matter Control.	54
Figura 3.30. Vista lateral del antebrazo derecho generado en Matter Control.	54
Figura 3.31. Tapa del antebrazo derecho generado en Matter Control.	55
Figura 3.32. Mano derecha y antebrazo completo impresos en 3D.	56
Figura 3.33. Interior del antebrazo impreso en 3D.	56
Figura 3.34. Gráfico de control de los 3 servomotores hacia los 5 dedos de la Prótesis.	57
Figura 3.35. Arquitectura de control de la prótesis en general.	58
Figura 3.36. Espaciamiento interno en la prótesis para los servomotores.	59
Figura 3.37. Primer servo acomodado en el espaciamiento interno de la prótesis.	60

Figura 3.38. Dos servos ajustados en el espaciamento interno de la prótesis.	60
Figura 3.39. Dos servos sujetos y fijos en el espaciamento interno de la prótesis. ..	61
Figura 3.40. Tercer servo acoplado en el espaciamento interno de la prótesis.	62
Figura 3.41. Acople de la mano y el antebrazo mediante los hilos Nylon.	62
Figura 3.42. Inserción del hilo Nylon a través de la prótesis.	63
Figura 3.43. Aseguramiento de la prótesis mediante tornillos.	63
Figura 3.44. Colocación de elementos electrónicos dentro de la prótesis.	64
Figura 3.45. Prótesis completa lista para su uso.	64
Figura 3.46. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 1	65
Figura 3.47. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 2.	66
Figura 3.48. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 3	67
Figura 3.49. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 4.	68
Figura 4.1. Accionamiento de la prótesis para la persona con amputación mediante sus ondas neuronales.	71
Figura 4.2. El LED azul indica que el Neurosky está con batería completa.	73
Figura 4.3. Módulo Bluetooth interno en la prótesis.	74
Figura 4.4. Dispositivo Neurosky colocado correctamente en la cabeza.	74
Figura 4.5. Sensor Frontal haciendo contacto con la frente de la persona.	75
Figura 4.6. Prótesis implantada en la persona con la amputación.	76
Figura 4.7. Accionamiento de la prótesis mediante señales neuronales.	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1. Características principales del hardware ARDUINO MICRO. [37]	33
Tabla 3.2. Características principales del Módulo Bluetooth HC-05. [38]	33
Tabla 3.3. Movimientos respectivos de la mano de acuerdo al rango de atención.	34
Tabla 3.4. Cifras de atención en función del grado de concentración.....	38
Tabla 3.5. Medidas de los dedos de la mano derecha.....	41
Tabla 3.6. Medidas del antebrazo derecho y su tapa.	44
Tabla 3.7. Parámetros de impresión para la prótesis en general.....	51
Tabla 3.8. Características principales del servomotor TowerPro MG995. [39].....	58
Tabla 4.1. Cifras de atención en función del grado de concentración.....	70
Tabla 4.2. Cifras de atención comparativas entre la persona sin amputación y con amputación.	70

ÍNDICE DE ANEXOS

Figura 1. Voluntario con amputación en su brazo.....	5
Figura 2. Medición del muñón del voluntario para ajuste de la prótesis.....	5
Figura 3. Falanges impresas en 3D.....	6
Figura 4. Articulaciones impresas en 3D.	6
Figura 5. Ajuste de parámetros en Blender previo a la impresión del antebrazo.	7
Figura 6. Colocación de elementos flexibles en las falanges de la mano impresa.....	7
Figura 7. Antebrazo completo impreso en 3D.....	8
Figura 8. Tapa del antebrazo al momento de su impresión.	8
Figura 9. Eliminación de material de soporte en el antebrazo impreso.....	9

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia muchas personas en el mundo han tenido la mala fortuna de no contar con algunas de sus extremidades debido a que han sufrido por diversos motivos una amputación. Estas pérdidas ocurren por muchas causas de las cuales las más comunes son: accidentes de tránsito, accidentes laborales e infecciones peligrosas como las enfermedades crónicas las cuales tienen un gran impacto a nivel económico, psicológico y social.

Las amputaciones causadas por accidentes de tránsito suelen dejar severas secuelas físicas y psicológicas en quienes han estado involucrados en el mismo, el impacto a nivel emocional es muy grande para el individuo por el hecho de tener que experimentar y afrontar un cambio en su estilo de vida; posterior a esto viene la aceptación y adaptación de la persona ante el suceso irremediable del accidente. [1]

Gran parte de los accidentes laborales que desencadenan en amputaciones suscitan debido a la intervención de maquinaria de construcción o manipulación de motosierras y cortadoras de gran tamaño, a nivel industrial son comunes los accidentes en personas que no tengan una completa experiencia y manejo de los elementos peligrosos así como una apropiada noción de seguridad, las víctimas de estos accidentes ante una amputación permanente sufren constantes traumas y se ven obligados a dejar de trabajar en la medida de su nivel de discapacidad. [2]

Además de todo esto, las personas que desarrollan diabetes, gangrena o afecciones graves como la sepsis (en donde las enfermedades están en un nivel muy avanzado) se les deben realizar amputaciones para prevenir la proliferación del padecimiento que desencadenaría en la muerte. [3]

1.1 Descripción del problema

Las personas que por algún accidente catastrófico o enfermedad hayan perdido algunos de sus miembros tienden a deprimirse por el hecho de ya no poder realizar las acciones que solían hacer antes del incidente, además de sentirse inferiores ante la sociedad en comparación a quienes no han sufrido amputaciones, en un inicio sufren una falta de adaptación a su nueva vida,

creyendo que no son útiles ante su entorno ya sea laboral o social, lo cual los perjudica al no considerarse parte de su círculo social y son proclives a desarrollar ansiedad o depresión.

La gente que aún tiene todas sus extremidades completas pero están conscientes de poseer alguna infección peligrosa que requerirá una amputación experimentan un transitorio dolor “emocional” producto de la impotencia de no poder realizar las actividades que hacían antes de padecer la enfermedad, lo cual es diferente para quienes tienen un accidente que en el acto acaba con alguna parte de su cuerpo, dado que su trastorno tiende a deprimirlo en mayor medida por el suceso inesperado y que posteriormente, con el tiempo, acaba en la aceptación y “esperanza” de poder compensar la falta de su miembro. [4]

Los constantes avances tecnológicos han permitido reemplazar y acoplar prótesis a las personas que han sufrido amputaciones en algunas de sus extremidades, esto les da una oportunidad de poder seguir con sus vidas cotidianas sin verse diferentes a quienes no tienen alguna discapacidad de este tipo.

1.2 Justificación del problema

A la par del desarrollo tecnológico dentro de la rama medicinal, ha tomado mucho auge la creación de prótesis ortopédicas con técnicas y ciencia avanzada, emulando lo más parecido posible a la parte amputada, además de retornar al individuo numerosas funcionalidades indispensables para adaptarse a su nuevo ritmo de vida como son la movilidad parcial y capacidad de realizar actividades cotidianas sin ayuda de terceros. [5]

Las prótesis ortopédicas son frecuentemente usadas por las personas que han sufrido amputaciones a fin de poder sustituir el miembro faltante y suplir las acciones que no pueden realizar. Se utilizan comúnmente con fines estéticos de modo que dicha prótesis cubra y reemplace la parte inexistente, beneficiando a la persona y haciéndola parecer físicamente “completa” ante su entorno familiar, social y laboral. [6]

Dentro del mercado, las prótesis impresas en 3D (utilizando materiales como PLA, ABS, TPU, NYLON, etc.) han experimentado un notorio apogeo y han tomado

mayor importancia por la factibilidad y fiabilidad que implica crear objetos tridimensionales de este tipo, así también ha tomado relevancia en el campo de la medicina y la rehabilitación. Las prótesis ortopédicas impresas en 3D se están creando y utilizando en países como Estados Unidos, España y Brasil, quienes han priorizado utilizarlas en niños que hayan sufrido amputaciones a fin de analizar si estas prótesis de verdad han cambiado favorablemente su estilo de vida. [7] Dichas prótesis 3D además de estar al alcance de todas las personas con alguna amputación les resulta beneficioso debido a que la parte impresa posee una base estructural resistente según el tipo de material lo cual les brinda una gran resistencia, además del ahorro económico para quienes se vean inmersos ante esta necesidad. (Grandes empresas como ErgoTEC optimizan en el uso de materiales a fin de utilizar solo lo requerido). [8]

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar e implementar un prototipo de prótesis ortopédica con movimientos robóticos a partir de órdenes neuronales.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Obtener las señales neuronales de forma inalámbrica para realizar una base de datos respecto a los movimientos de la prótesis.
- Diseñar e imprimir en 3D el prototipo de la prótesis de antebrazo y mano.
- Implantar los servomotores en el prototipo para generar el movimiento de los dedos con todos sus grados de libertad.
- Diseñar un algoritmo en el sistema Arduino para el tratamiento de la señal neuronal a PWM.
- Acoplar los elementos electrónicos dentro del prototipo de la prótesis optimizando el espacio para que sea ligero.

- Realizar pruebas y análisis al prototipo en base a las señales neuronales.

1.4 Estado del Arte

En tiempos recientes, el estudio prolongado de la mecatrónica ha permitido desarrollar prótesis sofisticadas y hasta cierto punto “elegantes”, A la par de estos avances ha tenido cabida el desarrollo de la neurociencia, en la cual los científicos han estudiado cómo las señales del cerebro pueden controlar completamente una prótesis robótica en personas con amputaciones. Pero en un principio su implementación no ha sido del todo práctica dado que no poseen muchos grados de libertad además de no permitir realizar varios movimientos a la vez (movilidad limitada). Así también se han realizado operaciones en las que los amputados se les adhiere la prótesis de manera que vaya unida al nervio y por medio de éste dirija el movimiento, pero este método es aún más complicado dado que el paciente debe tener una potente capacidad nerviosa (que no se haya visto afectada al sufrir la amputación), lo que le permite controlar de forma reducida la acción. Justamente es por la dificultad de este último que no se ha profundizado en el estudio de prótesis utilizando este tipo de señales, además de la complejidad que implica el estudio de patrones cerebrales. [9]

Otro estudio común en relación a las prótesis ortopédicas son las relacionadas a señales mioeléctricas, mioelétricas o simplemente musculares, que utilizan como base la obtención de ondas analógicas para la manipulación de la prótesis a través de contracciones en el músculo que induzcan un movimiento. [10] Estas prótesis son en la actualidad las que mayor aplicación y uso tienen debido a su alta precisión y resistencia.

Además de estas opciones de prótesis que hasta hoy en día se han estudiado y utilizado, han surgido múltiples tipos de éstas, elaboradas con diferentes materiales que buscan adaptarse de la mejor manera y con la mayor comodidad posible a la persona para sacar provecho de su funcionalidad.

A continuación, se presentarán distintos tipos específicos de prótesis de brazo y mano que se han desarrollado y estudiado en los últimos años, así como su evolución tecnológica, ventajas y desventajas que presentan.

1.4.1 Prótesis Estética

Este tipo de prótesis que también se las denomina “cosméticas”, no permiten realizar ningún movimiento en específico, por lo que sirven para ocultar estéticamente la parte faltante estando diseñado para quienes priorizan únicamente la estética sobre la funcionalidad completa, estas prótesis radican en un encaje a medida de una mano interior que garantice comodidad y consistencia, se las construye con material de silicona a fin de brindar una mayor ligereza y contribuyendo a la nueva adaptación física de la persona. [11]

1.4.2 Prótesis Mecánica

El desarrollo de este tipo de prótesis ha permitido una mayor destreza al momento de realizar una acción en quien las posee debido a los distintos mecanismos o sistemas mecánicos que sirven para controlar el movimiento de la prótesis, a pesar de esto posee algunas limitantes como son agarres equívocos y un tanto restringidos (objetos amorfos), por lo que no es del todo confiable el uso de estas prótesis.

El movimiento generado por los mecanismos es proporcionado por otra extremidad ya sea el antebrazo u hombro unido a un tipo de correa-arnés alada por este último, de modo que el impulso o movimiento del antebrazo articule el movimiento en la prótesis. [12]

1.4.3 Prótesis Neumática

Requieren compresión de aire a presión para los movimientos articulares de las “falanges” y el resto de la prótesis, utilizan dióxido de carbono por su buena capacidad de compresión, proveen una gran movilidad independiente en cada dedo (en relación a una mano) además del movimiento de la palma, todos estos conseguidos por un compresor.

Los elementos que permiten el control mecánico y compresión de aire en este tipo de prótesis son más dificultosos en su implementación, así como

su funcionalidad por lo que resulta relativamente costoso su mantenimiento y no son demasiado utilizados en el mercado. [13]

1.4.4 Prótesis Híbridas

Estas prótesis se destinan a quienes tienen una amputación por encima del antebrazo llegando a la altura del codo, el movimiento producido es fruto del accionamiento eléctrico del cuerpo que permite la movilidad en la prótesis.

En el uso de estas prótesis es común que la persona accione el movimiento del codo con ayuda de su cuerpo mientras que la “mano” sea dirigida por medio de señales miográficas, de modo que ambas partes se complementen y produzcan el movimiento completo. [14]

Todas estas prótesis mencionadas han resultado del afán del hombre por integrar de la mejor forma a la persona incapacitada por una amputación a la sociedad sin que la falta de su miembro se vea como un notorio problema o le afecte en sus actividades comunes. La ciencia y la tecnología avanzan cada vez más, y éstas proporcionan mayores comodidades al ser humano, la investigación y creación de nuevas y mejores prótesis no se quedan atrás, por lo que la innovación tecnológica actual ha desarrollado prótesis ortopédicas aún mejores que las existentes, que gozan de tecnología moderna y se adaptan de mejor manera a la persona amputada.

Dentro de la nueva gama tecnológica de prótesis ortopédicas se detallan a continuación las más importantes hasta ahora.

1.4.5 Prótesis de mano biónica I Limb

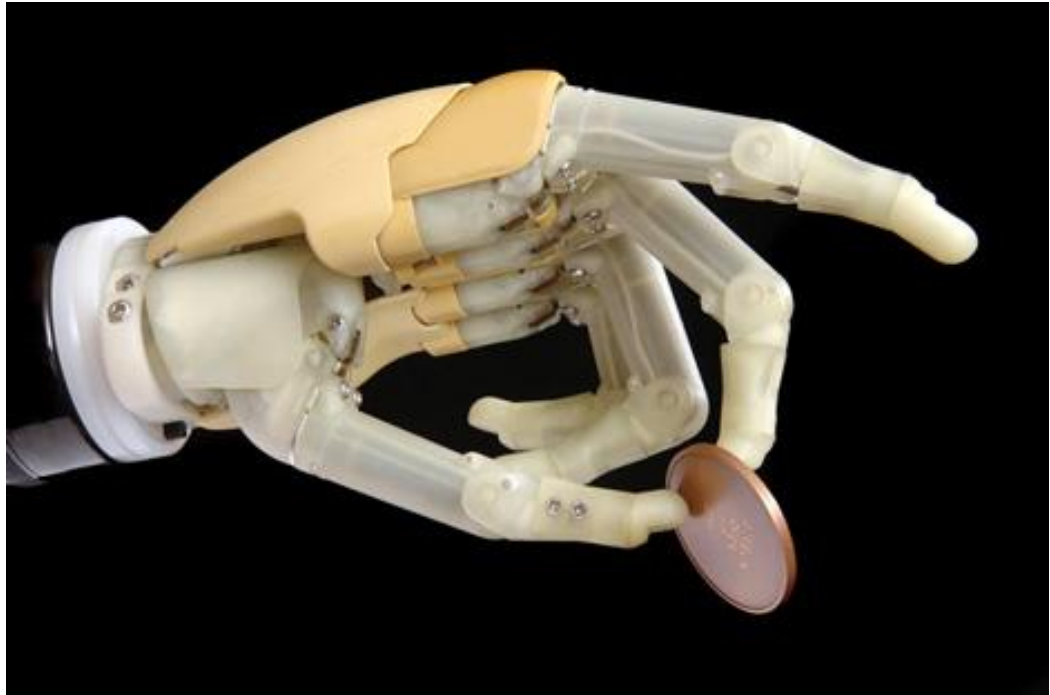


Figura 1.1. Modelo de Prótesis biónica I Limb sosteniendo una moneda.

Tomado de:

https://www.medgadget.com/2007/07/worlds_first_bionic_hand_makes_it_to_market.html

Desarrollada por Touch Bionics, hoy en día es de las más comunes en el mercado mundial gracias a su funcionalidad completa en relación a los movimientos primordiales de la mano, así como movimientos autónomos de los dedos, lo que le permite al amputado realizar acciones más específicas y completas como el agarre de objetos sin ningún problema, de este modo la persona puede mantener el mismo ritmo de vida que tenía antes de la amputación sin verse limitado (Ver Figura 1.1).

Su funcionamiento se basa en señales mioeléctricas que son receptadas por sensores implantados en la prótesis permitiendo de esta forma que el movimiento independiente de cada parte de la mano resulte de la contracción o expansión de los músculos. [15]

1.4.6 Prótesis de mano Michelangelo



Figura 1.2. Modelo de Prótesis de mano Michelangelo.

Tomado de: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>

Las prótesis de mano Michelangelo poseen una mayor confiabilidad y precisión para realizar tareas de cualquier tipo a fin de emular por completo dicha extremidad amputada, ha sido desarrollado con tecnología Axon-Bus el cual es un moderno sistema que se utiliza para adaptaciones transradiales y transhumerales, internamente constituido de elementos electrónicos que transmiten datos rápidamente a fin de ordenar el movimiento según lo especifique el usuario. [16]

El movimiento de la prótesis es generado a partir de las señales mioeléctricas derivadas del muñón de la persona, lo cual permite que pueda sujetar correctamente algún objeto y también el movimiento libre del dedo pulgar para diferentes posturas de éste.

Estas prótesis ofrecen un agarre de manera mucho más segura, movimientos independientes para cada dedo y pinza en varias formas diferentes; es también uno de los más usados y adquiridos en la actualidad por las grandes ventajas que ofrecen (Ver Figura 1.2). [17]

1.4.7 Prótesis Bebionic



Figura 1.3. Modelo de Prótesis de mano Bebionic.

Tomado de: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>

Es una de las más avanzadas prótesis hasta la fecha, posee 14 patrones de agarre y permite aún mejores y más precisos movimientos en comparación a la Michelangelo debido a la articulación completa de todas las falanges en cada dedo (Ver Figura 1.3).

Goza también de múltiples funcionalidades como motores individuales para el movimiento de los dedos, control certero de la posición de los dedos gracias los microprocesadores implantados dentro de la misma, control de velocidad, agarre automático, etc.

Funcionan con señales mioeléctricas y tecnología inalámbrica transmitidas hacia la mano Bebionic, y se acoplan sin mayor problema al afectado de modo que se asemeja estéticamente al miembro con su diseño innovador. [18]

Como se puede ver, todas estas prótesis robóticas mencionadas anteriormente, ya sea que manejen antigua o nueva tecnología, en su gran

mayoría ejecutan el movimiento en base a señales mioeléctricas obtenidas por la contracción y expansión en los músculos de la persona, pero sea cual sea el caso, el acople a la extremidad muscular para emitir las señales a la prótesis requiere implementar sistemas microelectrónicos-mecánicos de alta complejidad, que resulta en un costo elevado para quienes sufren de una amputación y no cuentan con suficientes recursos económicos.

A diferencia de todo esto, el prototipo impreso en 3D con material económico como son PLA y NinjaFlex que se desarrollará como resultado del Proyecto Integrador permitirá controlar completamente y con mayor facilidad la prótesis de antebrazo y mano debido al uso de señales neuronales que serán obtenidas y posteriormente convertidas en señales digitales de manera que accionen la prótesis, simplificando la dificultad en la asignación de cada uno de los movimientos debido a las características de este tipo de señal, y dado que la transmisión y recepción de señales será de manera inalámbrica se evitará la necesidad de realizar algún enlace complicado entre las estructuras o tejidos corporales con la prótesis.

1.5. Alcance

Se va a realizar solamente la prótesis del antebrazo y mano derecha en reemplazo de dicha extremidad para un individuo amputado con sus respectivas pruebas, análisis y resultados estando enfocada a personas en etapa de adultez.

Como en todo diseño electrónico siempre la limitante es el consumo energético de los componentes, dada la cantidad de elementos electrónicos y mecánicos que manejará la prótesis, el sistema necesariamente deberá conectarse a un adaptador de corriente alterna que provea energía a todo el aparato ortopédico; todas las conexiones, así como el material impreso en 3D, requieren además la baja capacidad para ser impermeables, lo que significa tener cuidado de no exponerse al agua.

1.6 Metodología

A continuación, se detallarán los pasos que deben seguirse para poder realizar el diseño e implementación de la prótesis robótica.

En primer lugar se plantea obtener las señales neurales de forma inalámbrica a través de un dispositivo tipo diadema llamado “Neurosky Mindwave 2” que será ubicado en la cabeza de una persona con y sin amputación (de modo que se realice el estudio de sus ondas cerebrales) para ordenar el movimiento mediante este dispositivo, posteriormente las señales obtenidas serán enviadas a través de bluetooth al sistema de Arduino para ser analizadas, creando una base de datos en referencia a la respuesta de los movimientos generados en la mano que el dispositivo Neurosky haya presentado.

Una vez realizada la base de datos, se procede a realizar el diseño e impresión 3D del prototipo de la prótesis de antebrazo y mano con material PLA y NinjaFlex en cualquier software que permita el diseño 3D (ej. Blender, 123D Design, etc.) e impresora 3D. Se debe realizar lo más parecido posible en tamaño al de un brazo adulto dejando una pequeña cavidad en la parte del antebrazo para la incorporación de dispositivos electrónicos y mecánicos, y además imprimiendo por partes las falanges y las articulaciones, este último con material NinjaFlex, que permitirán articular correctamente el movimiento completo de los dedos.

Ya creado el brazo artificial se ubicará de la mejor manera posible varios servomotores dentro de la cavidad de modo que se les pueda acoplar sin inconvenientes los hilos que permitirán controlar el movimiento de los dedos con todos sus grados de libertad. Además de los servomotores se ubicará el sistema Arduino en la cavidad la cual será quien ordene a los mismos cuándo se deba realizar alguna contracción o expansión según la señal neuronal emitida.

En el sistema Arduino se diseñará un pequeño algoritmo de programación que servirá para recibir la señal neuronal y convertirla a PWM de modo que el sistema pueda ejecutar el movimiento de la mano mediante los servomotores en el instante que el usuario ordene dicha acción a través del Neurosky (vía bluetooth).

Luego de esto, se procede a acomodar y acoplar todos los elementos electrónicos mencionados dentro de la cavidad de la prótesis para que no haya inconvenientes ni se estorben entre sí, optimizando el espacio en la medida que se coloquen los elementos.

En la parte final se realizarán pruebas y análisis del movimiento de la prótesis para una persona que tenga una amputación desde su antebrazo a fin de comprobar la respuesta que éste tenga, además de verificar que cada acción sea ordenada correctamente.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

El proyecto en mención hace referencia a la problemática de las personas que por algún motivo han sufrido una amputación en su brazo y cómo una prótesis robótica desarrollada e impresa en 3D puede reemplazar y sacar provecho de su funcionalidad en beneficio de la gente. Para esto es necesario realizar la aclaración completa de todos los conceptos básicos inherentes del Proyecto y que complementan su funcionamiento total.

2.1 Prótesis

Se define como una prótesis a un fragmento o pieza que ya sea por razones estéticas o médicas se adhiere a alguna parte del cuerpo a fin de sustituir un miembro inexistente.

Existen diversos tipos de prótesis que en su mayoría se diseñan e implementan para sustituir las funciones del miembro natural de una persona que haya sido amputado por algún motivo [19], otras con el fin de cambiar estéticamente la imagen de alguien, como es por ejemplo en el caso de máscaras o disfraces.

Desde la antigüedad se han desarrollado prótesis de todo tipo a fin de poder mejorar la calidad de vida de quienes se hayan visto inmersos en guerras dejándolos incapacitados.

Los egipcios fueron los precursores en el progreso y evolución de las prótesis. Las fabricaban esencialmente con “fibras” de forma rústica con el objetivo de reemplazar la extremidad priorizando la comodidad, la evidencia más clara de esto radica en el dedo de madera descubierto en el 1er milenio A.C (Ver Figura 2.1). hecho por un artesano de la época de modo que se acoplara correctamente en el pie derecho de la hija de un sacerdote egipcio, los estudios avanzados hasta ahora han determinado que la creación de dicho dedo estaba habituado a la apariencia estética del pie humano. [20]



Figura 2.1. Prótesis de un dedo gordo hecho de madera en la época A.C.

Tomado de: https://www.nationalgeographic.com.es/historia/actualidad/sofisticacion-antiguo-egipto-una-protesis-hace-3000-anos_11639

En la Edad Media siguió el avance de las prótesis, pero para la época sus opciones eran limitadas dado que se utilizaban aparatos de madera o ganchos en reemplazo de las piernas o manos, además de esto, sólo quienes disponían de una buena capacidad económica podían hacer uso de ellos; resultaba molesto y desagradable para los caballeros utilizar estas prótesis debido a que el único fin de éstas era sostener escudos de protección ante el oponente de manera que encubra su lado endeble. [21]

Ya en el Renacimiento hubo mayores avances y procedimientos para la persona amputada, gracias al aporte de la ingeniería se crearon prótesis con mejores características que hasta incluso podían flexionar dedos, y ahora sí enfocándose en los miembros superiores e inferiores, Ambroise Paré, cirujano francés (1510-1590), fue el primer individuo dentro del periodo Renacentista en describir una lesión expuesta y remediada sin necesidad de alguna amputación. [22]

En la actualidad el desarrollo de la ciencia ha permitido la fabricación de prótesis sumamente económicas y con muchas más ventajas a medida que avanza la tecnología. Las prótesis más comunes que las personas utilizan hoy en día se han reflejado en alguna parte del cuerpo que afecte estéticamente a la persona, reemplazando por completo la parte faltante de manera que no le afecte a su estilo

de vida ni a su aspecto físico. Entre las más utilizadas se encuentran las siguientes:

2.1.1 Prótesis Auditivas



Figura 2.2. Dispositivo auricular monofónico para corrección auditiva.

Tomado de: <http://www.medicalexpo.es/producto-fabricante/protesis-auditiva-starkey-laboratories-2110-558.html>

Las prótesis auditivas son pequeños artefactos que permiten receptor las ondas sonoras, aumentar el volumen de éstas y enviar el sonido al sistema auditivo tal como se muestra en la Figura 2.2.

Su función radica en, una vez receptor las ondas sonoras, transmitir el sonido a través del canal auditivo y convertirlas en pequeñas señales eléctricas que son conducidas a la cóclea (interior del oído), permitiendo que la persona escuche sin dificultad alguna; las utilizan comúnmente quienes debido a una complicación han perdido la capacidad auditiva parcialmente, de esta manera estas prótesis conocidas simplemente como “audífonos” permiten superar esta dificultad.

Hoy en día es habitual encontrar diferentes tipos de estas prótesis que pueden ajustarse al canal auditivo propio de cada persona y a sus requerimientos personales.

Cabe recalcar que las prótesis auditivas son uno de los métodos más eficaces para combatir la sordera hoy en día, pero el uso de estos dispositivos que no sean originales o que estén en malas condiciones puede agravar de forma severa la enfermedad a tal punto de volverla permanente e incurable. [23]

2.1.2 Prótesis Valvulares Cardíacas

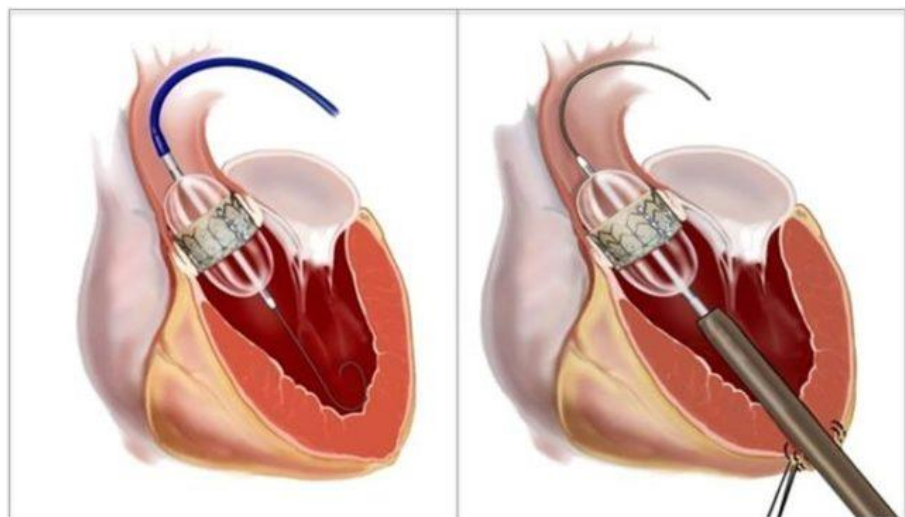


Figura 2.3. Inserción de una prótesis aórtica en el corazón.

Tomado de: <http://isanidad.com/115043/mas-de-7-000-pacientes-han-recibido-el-implante-de-protesis-aorticas-transcateter-en-espana/>

Son prótesis que se adhieren de manera quirúrgica en reemplazo de las válvulas sanguíneas en personas que sufren de lesiones valvulares, con el objetivo de que la sangre pueda circular correctamente y en la dirección apropiada del torrente sanguíneo. Cuando estos problemas no son corregidos ocasionan que la persona sufra fatigas o ahogos leves, pero al agravarse la enfermedad puede resultar en una complicación mayor como es la estenosis aórtica. Se recomienda el alojamiento de la prótesis mediante la intervención quirúrgica en las personas que tienden a

desarrollar problemas cardiacos de gran escala impidiendo un ritmo de vida completo, tal y como se muestra en la Figura 2.3 donde se implanta una prótesis aórtica que supla las funciones de la arteria deteriorada.

La cirugía valvular que implica la utilización de una prótesis en reemplazo de una válvula sanguínea requiere una intervención a corazón abierto o de la arteria aorta para poder reemplazar la válvula que no está funcionando debidamente, permitiendo de esta manera que la sangre pueda circular en su dirección correcta, evitando así cualquier tipo de arritmias. [24]

2.1.3 Prótesis Dentales



Figura 2.4. Inserción de una pieza dental removible en la dentadura.

Tomado de: <https://www.centrosmedicossansebastian.com/protesis-dentales.html>

Las prótesis dentales son pequeñas piezas que sirven para reemplazar uno a varios dientes en la mandíbula a fin de ayudar a realizar una mordida correcta y favorecer la estética de la sonrisa sin que la falta de algún diente lo impida.

Para quienes sufran de la pérdida de alguna pieza dental, es común que su odontólogo recurra a un especialista denominado protésico dental, cuya

labor es elaborar las pequeñas prótesis en base a los diseños y formas requeridas por el paciente. Una vez elaborada la pieza, el odontólogo procede a realizar la incorporación a la mandíbula mediante un corto proceso dental, tal y como se muestra en la Figura 2.4.

Una dentadura postiza es lo más similar y recurrente respecto a las prótesis dentales, y las utilizan en su gran mayoría las personas de tercera edad (por motivos de salud e higiene) para realizar mordiscos a fin de poder alimentarse correctamente; el odontólogo es el encargado de informar al paciente las distintas consideraciones a tomar al momento de elegir una prótesis dental, ya sea económica, estética, durabilidad, etc. Según las características físicas de las prótesis dentales, éstas pueden clasificarse en:

Removibles. - Su característica principal es que la persona que tiene la pieza dental puede extraerla o implantarla sin necesidad de acudir a un ortodoncista.

No removibles. - También conocidas como fijas, se refieren a un tipo de prótesis dental enroscada o atornillada en la mandíbula de tal modo que sólo el ortodoncista puede retirar o adherir.

Mixta. - Dicha prótesis reúne características de las 2 anteriores al tener una parte fija implantada en el interior de la boca y otra parte extraíble que va en conjunto con la prótesis.

Implanto soportada. - Estas prótesis son sujetadas por otros implantes estáticos. [25]

2.1.4 Prótesis Faciales



Figura 2.5. Mascarilla facial utilizada para alterar la apariencia del individuo.

Tomado de: https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-464944836-cine-secretos-fo001-de-espuma-de-latex-protesis-zombie-_JM

Las prótesis faciales consisten en distintos tipos de materiales cuyo objetivo es modificar las facciones del rostro humano a fin de alterar la apariencia de la persona.

Son ampliamente utilizadas en la televisión y en el cine, puesto que se requiere el uso de maquillaje protésico especial que recubra el rostro de las personas para modificar estéticamente su imagen, pueden elaborarse con distintos materiales entre ellos Látex de espuma, Silicona, etc. Proveen detalles muy concretos en relación a las facciones específicas del rostro como son alteración definidas en la curva de la nariz, mejillas, pómulos y pueden cambiar completamente la apariencia haciendo incluso envejecer o rejuvenecer a la persona. En la cinematografía estos efectos son útiles a la hora de crear personajes subnormales con apariencias fantásticas de modo que se haya trastocado completamente la imagen del actor que representa al personaje en la película, lo cual se puede apreciar en la Figura 2.5.

Estas prótesis están formadas de materiales adhesivos como Pros-Aide, Beta Bond o simplemente látex líquido. Pros-Aide siendo el más destacado en la industria por muchos años, es un adhesivo a base de agua e impermeable en rostros delicados. Beta Bond lo utilizan en la actualidad muchos actores dada su relativa facilidad de eliminación, no causa irritaciones ni dermatitis. El látex líquido es muy corto de duración, pero se utiliza para prótesis faciales más reales. Inmediatamente después de aplicar la prótesis, se suele pintar ésta para lograr un mayor realismo y obtener más detalles para la apreciación visual. Para remover la prótesis una vez finalizado su uso, según el material se puede retirar fácilmente sin ningún otro elemento, pero generalmente se necesitan aplicar solventes específicos que diluyan por completo la prótesis. [26]

2.1.5 Prótesis Maxilofaciales



Figura 2.6. Prótesis Óculo Palpebral.

Tomado de: <https://mundoodontologo.com/implantologia-oral-y-maxilofacial/>

La prótesis maxilofacial consiste en el reemplazo eficaz de alguna parte faltante del rostro o la cabeza mediante un elemento artificial, es un enfoque más específico de la odontología sin un notorio conocimiento público. El protesista maxilofacial en conjunto con los cirujanos, neurocirujanos y otorrinolaringólogos, son los encargados del diseño, creación y adhesión de la prótesis en el rostro.

El uso más común de este tipo de prótesis se sitúa en el área ocular por lo cual se las denomina específicamente prótesis oculares a fin de cubrir por completo la falta de el o los dos ojos en el individuo, como se muestra en la Figura 2.6, derivando en la superación del trauma y posterior adaptación luego del accidente que acarreó en la pérdida.

Se crean a base de un material denominado PMMA (Polimetil Metacrilato) según las dimensiones de la parte a cubrir, una vez elaborada la prótesis se mejora su estética con pintura a mano de modo que parezca lo más real posible sin que se vea diferente al resto del rostro.

Además de su uso estético está destinado a ser usado en niños pequeños con el objetivo de estimular el desarrollo craneofacial para conseguir una formación simétrica. [27]

2.1.6 Prótesis Mamarias



Figura 2.7. Distintos tipos de Prótesis Mamarias.

Tomado de: <https://www.cirurgiacosmedica.com/las-protesis-fecha-de-caducidad/>

Las prótesis mamarias son elementos artificiales que se implantan quirúrgicamente en los senos de la mujer esencialmente por dos razones:

1) Por simple estética, a fin de incrementar el tamaño de los senos en las mujeres que desean tener el busto más grande (80% de las ocasiones).

2) Para restaurar los senos de las mujeres que, debido al cáncer de mama, han sufrido la extirpación de algunos de ellos.

Los tipos más conocidos de prótesis mamarias son las rellenas de suero salino, las rellenas de gel de silicona y las rellenas de alguna otra sustancia opcional. Varían en su elaboración según su forma, superficie, volumen o grosor (Ver Figura 2.7). [28]

2.1.7 Prótesis Ortopédicas



Figura 2.8. Prótesis Ortopédica de una pierna izquierda.

Tomado de: <https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-inferiores/solu%C3%A7%C3%B5es/genium-x3-sistema-de-pr%C3%B3tese-bi%C3%B4nica/>

Es un elemento sustituto artificial elaborado para reemplazar de manera parcial o total alguna parte o extremidad amputada del cuerpo (Ver Figura 2.8). Con el avance tecnológico de la ciencia, ésta ha buscado suplir de la mejor manera y con mayor comodidad las funcionalidades del cuerpo a través de una prótesis ortopédica, sin que el usuario que la porte se vea interferido o limitado al momento de realizar alguna actividad.

Sus funciones específicas son restablecer la movilidad a la persona amputada y la posibilidad de realizar acciones sin ayuda de otros.

En el caso de una prótesis ortopédica en una pierna es de gran ayuda ya que evita que la otra pierna (sana) se fatigue debido al peso corporal y genere problemas a futuro. [29]

Hoy en día existen múltiples diseños de brazos o piernas ortopédicas hechos a la medida que se ajustan a las características y comodidades de las personas amputadas tales como tamaño, peso, estética, etc.

Este tipo de prótesis (ortopédicas) son precisamente el objeto de estudio en el Proyecto dado que como el objetivo principal lo indica, se plantea diseñar y fabricar una prótesis de antebrazo y mano derecha de tal modo que sirva a la persona amputada a realizar movimientos específicos que requiera la utilidad de la prótesis.

Ahora se enfatizará en el modo de elaboración de la prótesis que se creará por medio de impresión 3D, una novedosa tecnología en la actualidad la cual se explica a continuación:

2.2 Impresión 3D

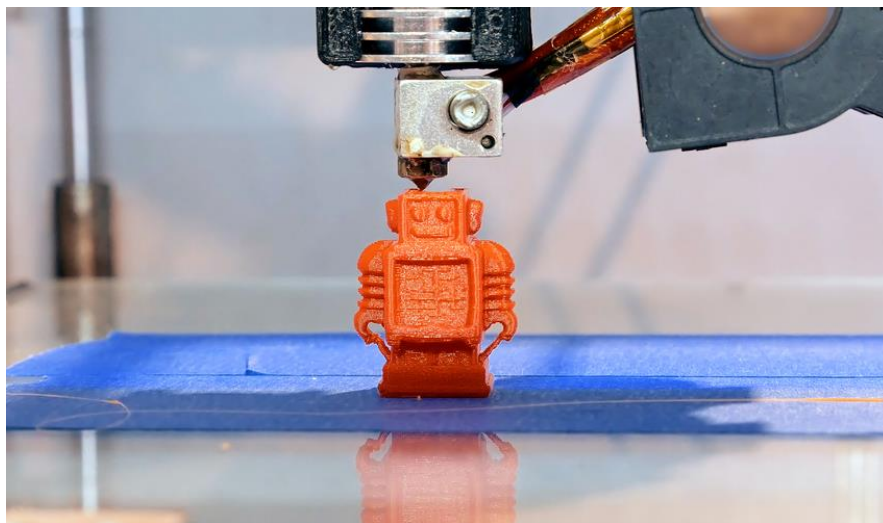


Figura 2.9. Creación de un pequeño objeto mediante impresión 3D.

Tomado de: <https://www.3dnatives.com/es/quizz-3d-impresion-3d-191020172/>

Una impresión en 3D es una forma de crear objetos de 3 dimensiones mediante la superposición de varios mantos o capas haciendo uso de técnicas de fabricación aditiva en base a un prototipo digital.

Los objetos creados mediante la impresión 3D se fabrican con un tipo específico de impresoras denominado “impresoras 3D” las cuales presentan varias ventajas en relación a otra ciencia que implique fabricación aditiva como son mayor rapidez en el proceso de creación, precio más bajo en comparación con otros artefactos de la misma índole y mayor simplicidad al momento de su manejo, utiliza un extrusor que a determinada temperatura derrite el material y lo prepara para elaborar el objeto tal como se muestra en la Figura 2.9. La primera impresora 3D utilizada para elaborar objetos tridimensionales fue Ember.

Quienes hacen uso de las impresoras 3D cuentan con la potestad de poder realizar el diseño y posterior impresión por partes de algún elemento o sistema debido a las propiedades mecánicas que presenta el material 3D, por lo que para una impresión de mayor escala se puede optar por imprimir varias piezas que encajen entre sí y mediante el ensamblaje total de cada una de ellas realizar el objeto 3D completo.

Entre los materiales más comunes para la creación de objetos mediante impresiones 3D están PLA y ABS, que no son más que unos filamentos que imitan el plástico en el campo de la ingeniería.

1) PLA (Poliácido Láctico) es un ácido poliláctico que proviene del maíz, no reutilizable, además de ser biodegradable, entre sus características principales está la variedad de colores que posee y su consistencia.

2) ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) es un tipo de plástico muy consistente, económico y más apropiado para el prototipado, ofrece gran resistencia a los golpes o choques bruscos y también cuenta con una gran variedad de colores incluido su color natural.

La tecnología 3D en la actualidad cuenta con muchas aplicaciones como es en el campo de la ingeniería y arquitectura mayormente, además de utilizar las impresiones para crear piezas detalladas en bisutería o mecanismos de algún artefacto. También es común su uso en la educación y medicina. [30] [31] [32]

A partir del año 2003 el desarrollo de impresoras 3D ha experimentado un incremento exponencial en sus ventas por las ventajas que éstas ofrecen, a la par de esto, su coste ha disminuido considerablemente. [33]

A fin de emular de la mejor manera a la extremidad amputada, se requerirá un sistema electrónico-mecánico interno que posibilite los movimientos completos de los dedos en la prótesis, dicho sistema está compuesto básicamente de un sistema Arduino que emitirá las órdenes a unos servomotores los cuales generarán los movimientos. Para esto se profundizará en las definiciones concretas de estos elementos a fin de conocer su funcionamiento, además de especificar el beneficio de utilizar estos componentes para el movimiento de la prótesis.

2.3 ARDUINO



Figura 2.10. Placa funcional ARDUINO UNO.

Tomado de: <https://www.robotistan.com/arduino-uno-r3-clone-with-usb-cable-usb-chip-ch340>

Es un soporte de prototipos electrónicos de código abierto u “Open Source” asentado en hardware y software flexibles con facilidad de uso. Su destino radica en los usuarios que requieran ambientes interactivos inteligentes para crear cualquier tipo de funcionalidad y poder facilitar algo.

Consta de sensores de entrada y salida en su hardware (Ver Figura 2.10) y permite el control de distintos tipos de parámetros que se configuran con anticipación, dando resultados que permiten realizar desde un simple encendido de luces hasta un control de aparatos de gran escala.

El microcontrolador que se encuentra en la placa funcional del Arduino la programa el usuario mediante “Arduino Programming Language” y “Arduino Development Environment” basados en Wiring y Processing respectivamente.

Las placas de Arduino se pueden acoplar manualmente o se pueden pedir previamente ensambladas, el software de programación se descarga de Internet libremente. [34]

Hoy en día la tecnología ha permitido reducir el tamaño de la placa Arduino UNO a tal punto de ser más pequeña que un microcontrolador PIC, a este nuevo diseño se lo denomina Arduino MICRO el cual se aprecia en la Figura 2.11.

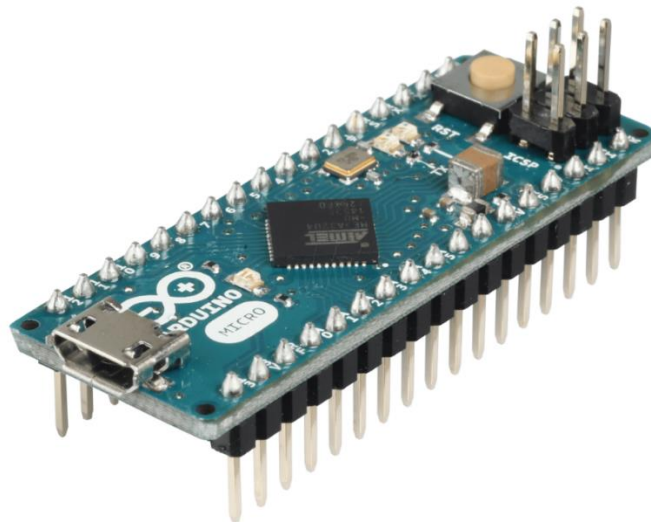


Figura 2.11. Placa ARDUINO MICRO.

Tomado de: <https://www.reichelt.com/de/en/arduino-micro-atmega32u4-micro-usb-arduino-micro-p130166.html>

El entorno de programación que ofrece el sistema Arduino es de gran importancia ya que gracias a ello se pueden crear distintos tipos de códigos de programación que ayuden a que el mismo controle u ordene algo; es precisamente con este

enfoque que dicho sistema gobernará las acciones de unos pequeños elementos denominados servomotores, que a continuación se detallará su significado.

2.4 Servomotor

Consiste en un motor electrónico que es capaz de operar en distintas posiciones desde 0° hasta 180° además de mantenerse fijo. Funciona con voltaje continuo y es muy utilizado dentro de la industria de la ingeniería electrónica y automatización gracias a su exactitud.

La representación visual del funcionamiento de un servomotor se detalla en la Figura 2.12 mediante su diagrama de bloques.

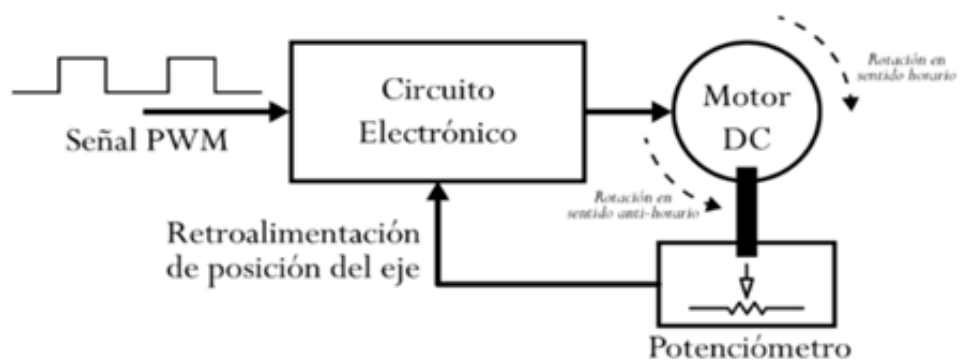


Figura 2.12. Diagrama de Bloques de un Servomotor.

Tomado de: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>

2.4.1 Funcionamiento

Poseen 3 cables con colores diferentes que establecen el voltaje positivo, GND y la señal PWN o señal de paso que controla los grados del servomotor.

Los colores son propios del fabricante, por lo que es muy poco común no reconocer los terminales de un servomotor. Es preciso para su funcionamiento la utilidad de un circuito de control interno que sea capaz

de adecuar correctamente el tratamiento de la señal existente. Para que eso sea posible se utiliza modulación por ancho de pulsos, es decir, PWM.

2.4.2 Señal PWM

La modulación por ancho o de pulso (por sus siglas en inglés Pulse Width Modulation PWM) es un tipo de señal de voltaje que se emplea para transmitir información o alterar el nivel de energía que se envía a una determinada carga; Estas señales se aplican comúnmente en sistemas digitales para emular señales analógicas. Su forma es de tipo cuadrada donde su ancho relativo cambia en relación a su período, dicho cambio se conoce como “ciclo de trabajo” y su unidad viene dada en términos de porcentaje. [35]

Su respectiva fórmula es:

$$D = \frac{\tau}{T} \quad (2.1)$$

Donde,

D : ciclo de trabajo.

τ : tiempo en que la señal es positiva.

T : Período

En la Figura 2.13 se puede apreciar que la posición del servomotor depende directamente del ancho de pulso que emita la señal de control.

Dependiendo del ancho de pulso de la señal que se emita, la palanca del servomotor rotará una determinada cantidad de grados de modo que se establezca el giro según la magnitud de dicha señal.

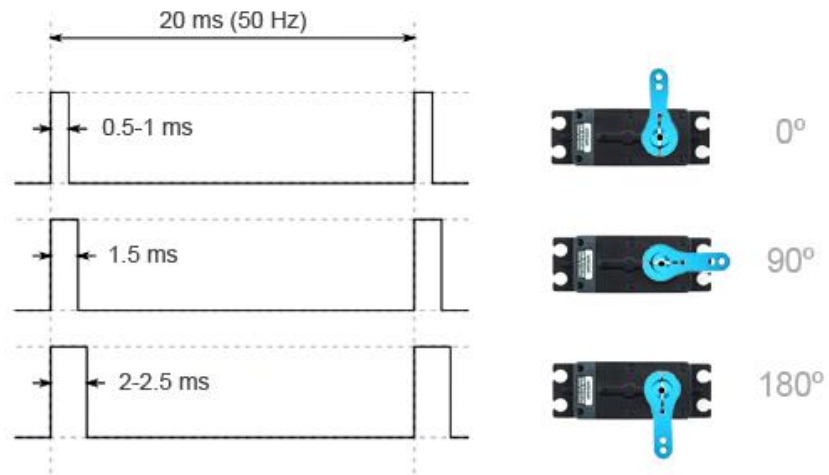


Figura 2.13. Posición del servomotor según el ancho de pulso (PWM).

Tomado de: <http://gonitronico-arduino.blogspot.com/>

Los 3 cables de un servomotor mostrados en la Figura 2.14 son:

Amarillo, naranja o blanco: Señal de control PWM.

Rojo: Representa la alimentación (entre 4.8 a 6 voltios).

Negro o marrón: Representa la tierra o referencia (GND).

Y estos varían de acuerdo con el ancho de pulso de la señal aplicada en ms (milisegundos) a una frecuencia constante que se aproxima a los 50 Hz PWM y se determina por el ángulo en que gira el servomotor.

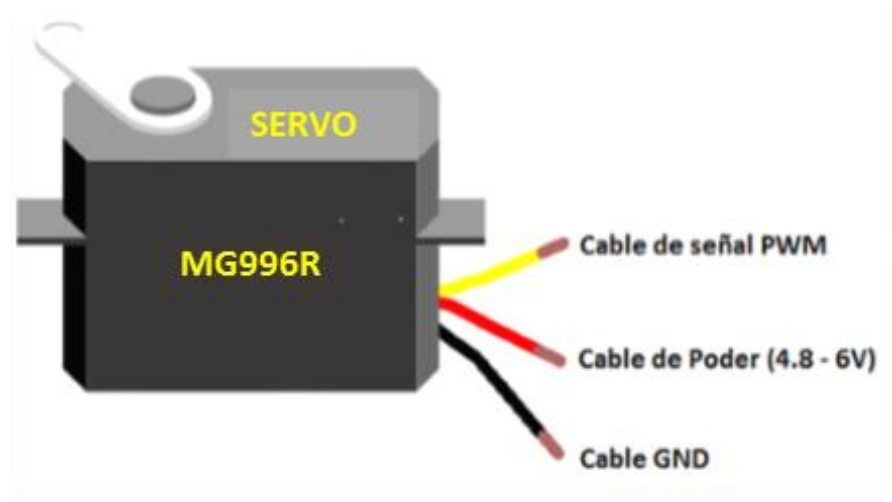


Figura 2.14. Servomotor con la conexión determinada para sus respectivos cables.

2.4.3 Consumo de energía

La energía que consume un elemento teóricamente es igual a su potencia multiplicada por el tiempo de uso.

Los servomotores tienen un consumo de voltaje en promedio de 5 [V] constante. Así mismo, si se requiere que el servomotor tenga más fuerza al ejecutar una acción, demandará un mayor consumo de corriente, y, por ende, mayor consumo de energía. [36]

2.5 Dispositivo Neurosky Mindwave

Es un módulo capaz de receptar la señal sin procesar del espectro de EEG (electroencefalograma) en el que basado en la neurociencia se encuentran las ondas Alpha, Beta, Gamma, etc. Es un dispositivo de conectividad inalámbrica que ayuda a monitorear el comportamiento neuronal de un individuo y, con esta información, realizar varias aplicaciones como el control remoto de los dispositivos acoplados a este sistema ya sea por medio del estándar Bluetooth o por medio de transmisión RF (Ver Figura 2.15), sea cual fuese el caso este tipo de módulo es un paso más para el avance tecnológico de la ciencia y tecnología cerebral.



Figura 2.15. Diadema Neurosky Mindwave 2.

Permite específicamente entrenar la mente mediante interfaces de control de atención y meditación, de modo que el individuo que porte el dispositivo pueda adiestrar sus pensamientos para mantener niveles de concentración según lo requiera, todo esto es posible dado que el dispositivo posee un sensor frontal mediante el cual puede obtener las señales neuronales.

El dispositivo cuenta con un software propio denominado Brainwave Visualizer en el cual es posible observar en tiempo real las ondas neuronales que el individuo arroja, la frecuencia en que son receptadas estas ondas y un rango de valores de atención y meditación que permiten establecer la concentración o pasividad de la persona (Ver Figura 2.16).

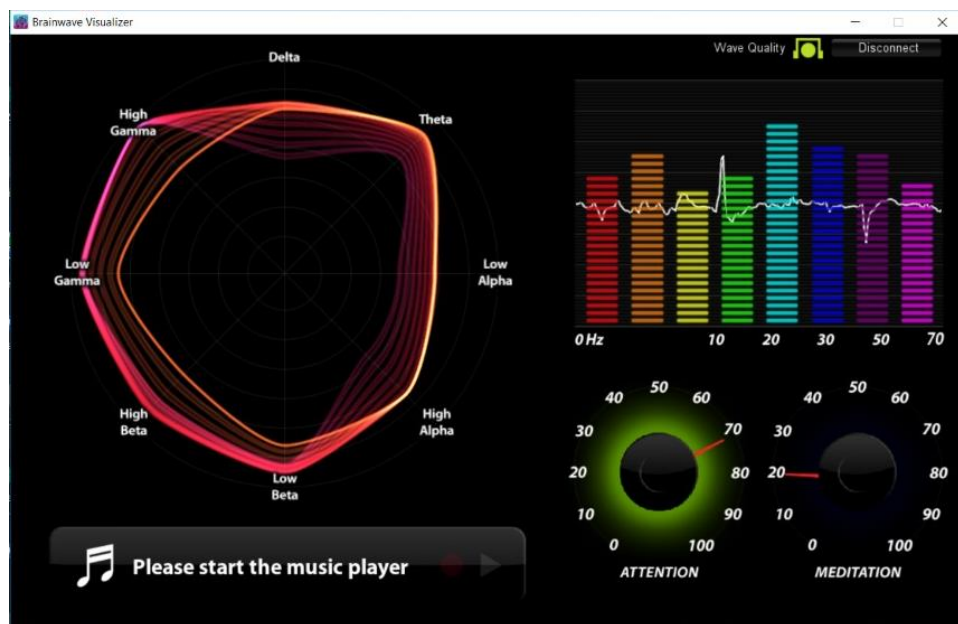


Figura 2.16. Panel de control Brainwave Visualizer del software Neurosky Mindwave 2.

CAPÍTULO 3

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

En este Capítulo se establecerá el diseño y posterior elaboración de la prótesis completa siguiendo la metodología planteada en el Capítulo 1. También se creará una base de datos respecto a las órdenes neuronales de una persona común a fin de estudiar el grado de concentración que posee.

A continuación, se muestran los pasos a seguir para el desarrollo completo del aparato ortopédico.

3.1 Obtención de las señales neuronales de forma inalámbrica mediante el dispositivo Neurosky.

Como se precisó dentro de la metodología de trabajo, en primer lugar, se procederá a obtener las señales neuronales a través del dispositivo Neurosky Mindwave 2.

En la Figura 3.1 se muestra, mediante el Diagrama de Bloques General del funcionamiento del Proyecto, la importancia de la obtención de las señales neuronales dado que éstas regirán el control de la prótesis mediante los servomotores controlados por el hardware Arduino.

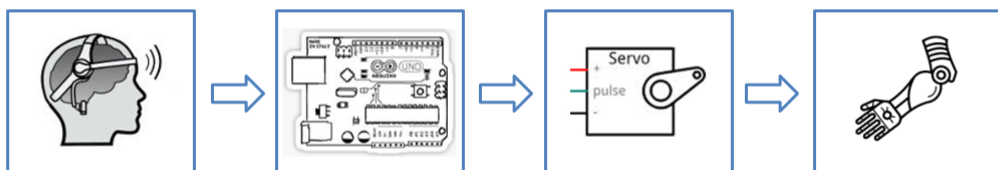


Figura 3.1. Diagrama de Bloques General del funcionamiento del proyecto.

El accionamiento de la mano a través de los servomotores será controlado por el elemento Arduino MICRO el cual por medio de una conexión inalámbrica vía bluetooth permitirá recibir las señales neuronales provenientes del Neurosky.

Este enlace inalámbrico Bluetooth se realizará mediante un módulo HC-05 de este tipo que pueda emparejarse y servir como medio de comunicación entre el Neurosky y el hardware Arduino, adicional a esto es importante especificar las características principales tanto de este último como del módulo Bluetooth mediante las Tablas 3.1 y 3.2.

Tabla 3.1. Características principales del hardware ARDUINO MICRO. [37]

ARDUINO MICRO	
Microcontrolador	ATmega32u4
Voltaje de funcionamiento	5 V
Pines de I/O digital	20
Canales PWM	7
Canales de entrada analógicos	12
Corriente DC para pines I/O	40 mA
Corriente DC para pin 3.3 V	50 mA

Tabla 3.2. Características principales del Módulo Bluetooth HC-05. [38]

Módulo Bluetooth HC-05	
Voltaje de operación	4 – 6 V (típicamente +5 V)
Corriente de operación	30 mA
Rango	<100 m
Modos de trabajo	Comunicación Serial (USART) y Compatibilidad TTL
Modos de operación	Maestro, Esclavo, Maestro/Esclavo

El vínculo de estos dos elementos junto con la conexión bluetooth del Neurosky permitirá que el enlace inalámbrico pueda desarrollar una vía de comunicación correctamente orientada desde la diadema Neurosky hacia la prótesis.

En la Figura 3.2 se aprecia cómo es la conexión exacta de todos los elementos electrónicos mencionados anteriormente a fin de establecer el enlace completo Dispositivo Neurosky - Módulo Bluetooth - Arduino.

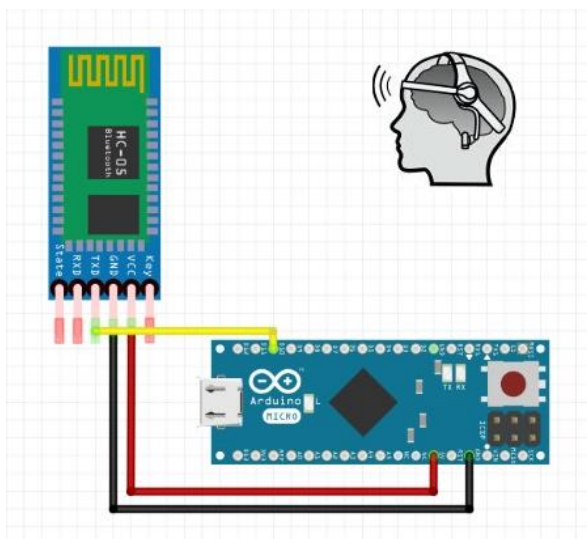


Figura 3.2. Conexión de hardware ARDUINO MICRO - Módulo Bluetooth HC-05.

Una vez realizado el emparejamiento vía Bluetooth entre el dispositivo Neurosky y el elemento Arduino mediante el módulo HC-05, se obtiene un rango específico de valores de acuerdo a la cifra de atención y meditación del individuo que porte el dispositivo Neurosky, todo esto proporcionado por las características de la diadema. A continuación, se procede a especificar los rangos de movimientos particulares que fungirán de acuerdo a las órdenes cerebrales creadas en la base de datos de los movimientos.

3.1.1 Rangos de atención para movimientos:

En la medida de concentración que tenga la persona hacia algo en específico, los valores obtenidos en la diadema permitirán establecer el movimiento de la mano para cerrarla o abrirla, según los rangos de atención mostrados en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3. Movimientos respectivos de la mano de acuerdo al rango de atención.

Movimiento	Acción	Rango de atención
1	Cerrar la mano	> 60
2	Abrir la mano	≤ 60

Una vez determinados los movimientos que tendrá la prótesis, se lleva a cabo la prueba de obtención de los valores específicos por cada movimiento de acuerdo al rango de atención para una persona común.

3.1.2 Código de programación Arduino para obtención de señales neuronales provenientes del dispositivo Neurosky

Luego del vínculo exitoso entre el elemento Arduino y el módulo Bluetooth HC-05 se procede a establecer un código de programación para obtener las cifras de atención y meditación provenientes de la diadema Neurosky en tiempo real. Mediante las Figuras 3.3, 3.4 y 3.5, se muestra el algoritmo creado para obtener lo mencionado anteriormente.

```
#include <SoftwareSerial.h> // Incluimos la libreria SoftwareSerial
#include <Servo.h>

Servo dedos; // create servo object to control a servo
Servo pulgar;
SoftwareSerial BT(10,11); // Definimos los pines RX y TX del Arduino conectados al Bluetooth

/////////////////////////////////////////////////////////////////
// Arduino Bluetooth Interface with Mindwave
//
// This is example code provided by NeuroSky, Inc. and is provided
// license free.
/////////////////////////////////////////////////////////////////

#define BAUDRATE 57600
#define DEBUGOUTPUT 0

// checksum variables
byte generatedChecksum = 0;
byte checksum = 0;
int payloadLength = 0;
byte payloadData[64] = {0};
byte poorQuality = 0;
byte attention = 0;
byte meditation = 0;

// system variables
long lastReceivedPacket = 0;
boolean bigPacket = false;

/////////////////////////////////////////////////////////////////
// Microprocessor Setup //
/////////////////////////////////////////////////////////////////
void setup() {
  BT.begin(57600); // Inicializamos el puerto serie BT que hemos creado
  Serial.begin(57600); // USB
}
```

**Figura 3.3. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky
PARTE 1.**

```

}
////////////////////////////////////////////////////////////////////
//// Read data from Serial UART //
//////////////////////////////////////////////////////////////////
byte ReadOneByte() {
int ByteRead;
while(!BT.available());
ByteRead = BT.read();

#if DEBUGOUTPUT
Serial.print((char)ByteRead); // echo the same byte out the USB serial (for debug purposes)
#endif
return ByteRead;
}
//MAIN LOOP//
void loop() {
//while(1){
//Serial.print(BT.read());
//}
// Look for sync bytes
if(ReadOneByte() == 170) {
if(ReadOneByte() == 170) {

payloadLength = ReadOneByte();
if(payloadLength > 169) //Payload length can not be greater than 169
return;

generatedChecksum = 0;
for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
payloadData[i] = ReadOneByte(); //Read payload into memory
generatedChecksum += payloadData[i];
}

checksum = ReadOneByte(); //Read checksum byte from stream
generatedChecksum = 255 - generatedChecksum; //Take one's compliment of generated checksum

if(checksum == generatedChecksum) {

poorQuality = 200;

```

**Figura 3.4. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky
PARTE 2.**

Mediante el código especificado se puede visualizar el valor de atención y meditación presentado por la persona que porte el Neurosky; la variable `lastReceivedPacket` indica el tiempo de recepción de las señales neuronales en milisegundos mientras que la variable `PoorQuality` debe permanecer en 0 para que la toma de datos sea correcta.

```

poorQuality = 200;
attention = 0;
meditation = 0;

for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { // Parse the payload
  switch (payloadData[i]) {
    case 2:
      i++;
      poorQuality = payloadData[i];
      bigPacket = true;
      break;
    case 4:
      i++;
      attention = payloadData[i];
      break;
    case 5:
      i++;
      meditation = payloadData[i];
      break;
    case 0x80:
      i = i + 3;
      break;
    case 0x83:
      i = i + 25;
      break;
    default:
      break;
  } // switch
} // for loop

#if !DEBUGOUTPUT

// *** Add your code here ***

if(bigPacket) {
  Serial.print("PoorQuality: ");
  Serial.print(poorQuality, DEC);
  Serial.print(" Atencion: ");
  Serial.print(attention, DEC);
  Serial.print(" meditacion: ");
  Serial.print(meditation, DEC);
  Serial.print(" Time since last packet: ");
  Serial.print(millis() - lastReceivedPacket, DEC);
  lastReceivedPacket = millis();
  Serial.print("\n");
}
#endif
bigPacket = false;
}
else {
  // Checksum Error
} // end if else for checksum
} // end if read 0xAA byte
} // end if read 0xAA byte
}

```

Figura 3.5. Código de programación ARDUINO para toma de datos Neurosky
PARTE 3.

En la Figura 3.6 se observa que los parámetros establecidos mostrados por la ventana de Arduino MICRO son PoorQuality, Atención, Meditación y lastReceivedPacket los cuales son mostrados en tiempo real con ayuda del dispositivo Neurosky.

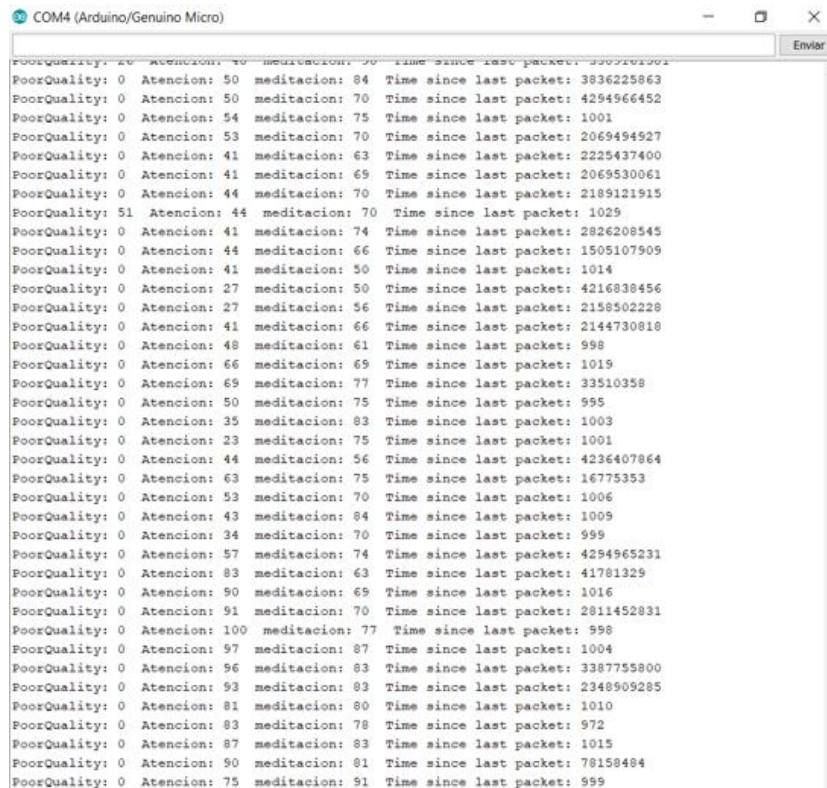


Figura 3.6. Ventana ARDUINO que muestra los valores de atención y meditación en tiempo real provenientes del dispositivo Neurosky.

3.1.3 Toma de datos de acuerdo al rango de atención

A continuación, se realizarán 5 tomas de datos en una persona sin ninguna discapacidad para obtener el valor de atención según su grado de concentración.

Tabla 3.4. Cifras de atención en función del grado de concentración.

Tomas de datos	Cifra de atención (Concentración)	Cifra de atención (Desconcentración)
1ra	100	11
2da	100	20
3ra	100	15
4ta	97	12
5ta	97	23

Como se puede ver en la Tabla 3.4, los valores de atención arrojados por la diadema en una persona común entran en los rangos específicos que generan el accionamiento de abrir y cerrar la mano de la prótesis, esto dependiendo del grado de concentración que presente la persona; en el Capítulo 4 se establecerán pruebas con una persona que no tiene su brazo derecho a fin de establecer resultados comparativos con los definidos en esta parte y poder determinar su grado de atención.

Por medio de la Figura 3.7 se aprecia que los valores obtenidos se mantienen muy aparte de la cifra de atención límite entre cada movimiento (60), lo que demuestra el resultado exitoso en el momento de concentración en la persona.

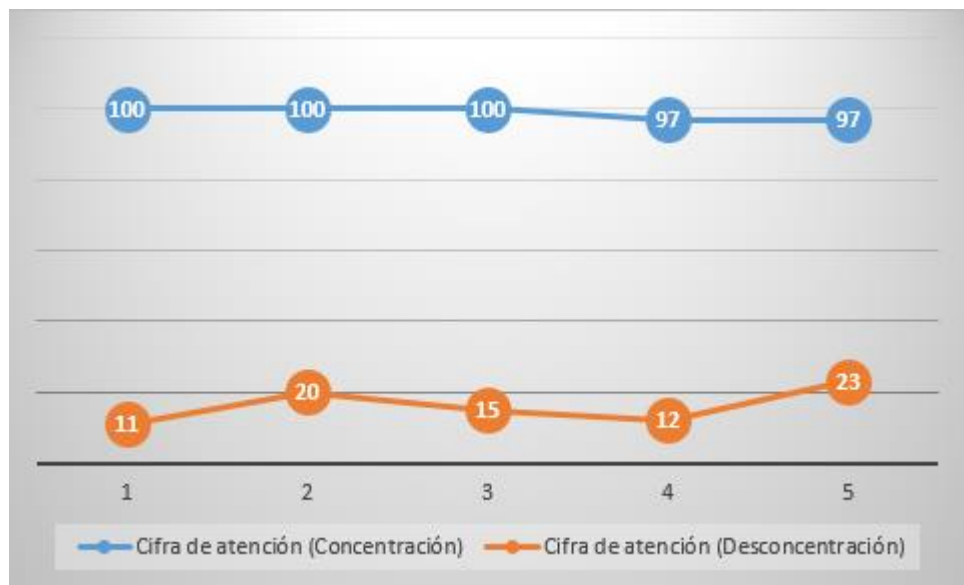


Figura 3.7. Gráfica Lineal de las 5 tomas de datos de acuerdo al grado de atención para una persona sin amputación.

3.2 Diseño de la Prótesis.

Una vez obtenidas las señales de prueba en una persona común, se procederá a realizar el diseño completo y posterior creación de la prótesis 3D del brazo robótico.

Para ello se tomó como referencia varios diseños 3D existentes en la web referente a prótesis de mano (Ver Figura 3.8) para un ajuste de medidas y se elaboró un nuevo diseño de antebrazo a fin de acoplarse correctamente a la mano.



Figura 3.8. Diseño 3D de una mano derecha.

Tomado de: <http://diwo.bq.com/builds/mano-articulada/>

Para la consecución del diseño completo, éste se dividirá en 2 partes principales: La mano derecha y el antebrazo derecho.

En cada parte se realizó el diseño mediante el software Blender que permitirá crear la prótesis en su totalidad con un boceto en referencia al brazo de un voluntario con una amputación de modo que se pueda emular a la perfección su estética respecto al otro brazo (Ver Anexo 1).

3.2.1 Primera Parte – Mano Derecha

Para el tamaño estimado de los dedos se tomó como referencia la mano contraria del voluntario amputado, fotografiada y concatenada con el software 3D, de modo que el nuevo diseño tenga mayor similitud con la mano real. En la Tabla 3.10 se muestran las medidas estimadas de cada una de las partes de los dedos.

Tabla 3.5. Medidas de los dedos de la mano derecha.

Dedo	Parte	Medida [mm]
Pulgar	Falange	34
	Falangeta	28
Índice	Falange	39
	Falangina	26
	Falangeta	25
Medio	Falange	43
	Falangina	28
	Falangeta	27
Anular	Falange	41
	Falangina	25
	Falangeta	24
Meñique	Falange	35
	Falangina	20
	Falangeta	23

En la Figura 3.9 se aprecia el boceto de los conductos interiores de la palma derecha de modo que a través de ellos se pueda atravesar el hilo Nylon. La función principal del hilo es la de, según el estiramiento, contraer o expandir los dedos de la mano.

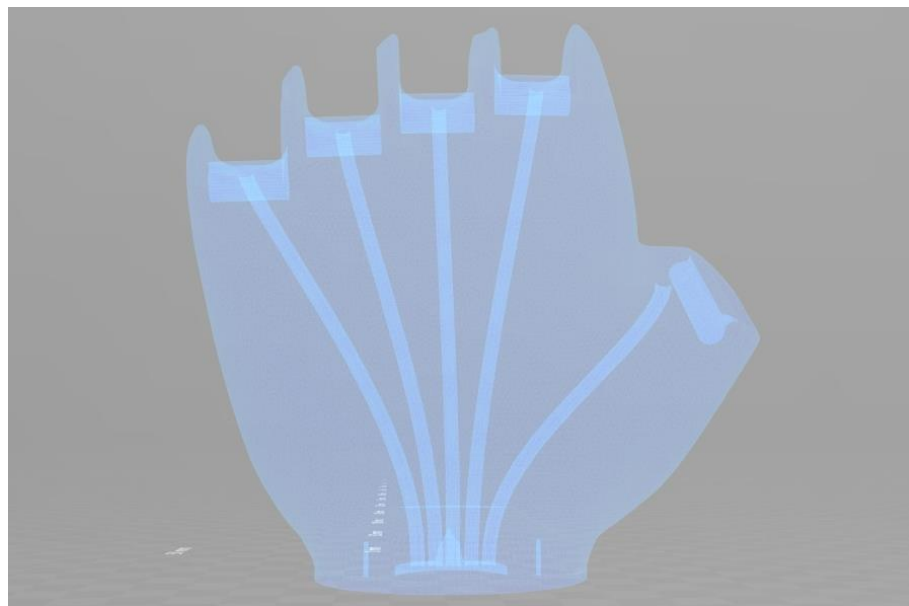


Figura 3.9. Orificios interiores de la palma derecha.

En la Figura 3.10 se puede visualizar el diseño completo de la mano derecha con todos sus detalles hecho en el software Blender. Para la consecución de dicho diseño se optó por introducir diminutos orificios en

cada falange además de la palma derecha para el atravesamiento completo del hilo Nylon en toda la mano.



Figura 3.10. Vista frontal de la mano derecha en Blender.

La base de la mano derecha se diseñó de forma circular y con 5 orificios de modo que se adapte sin inconvenientes al antebrazo en conjunto con el hilo Nylon, tal como se muestra en la Figuras 3.11, 3.12 y 3.13.

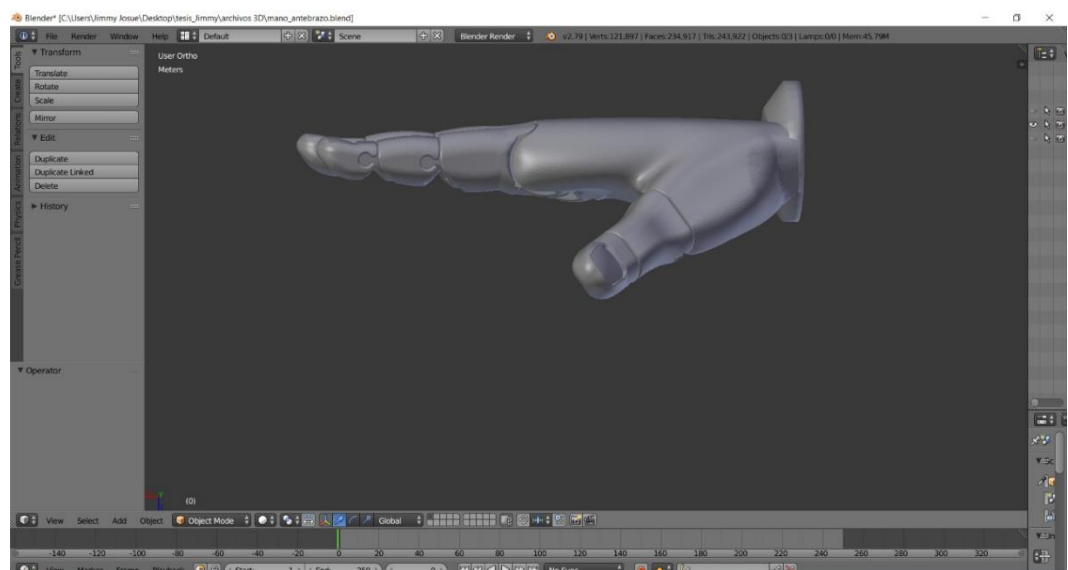


Figura 3.11. Vista lateral derecha de la mano derecha en Blender.

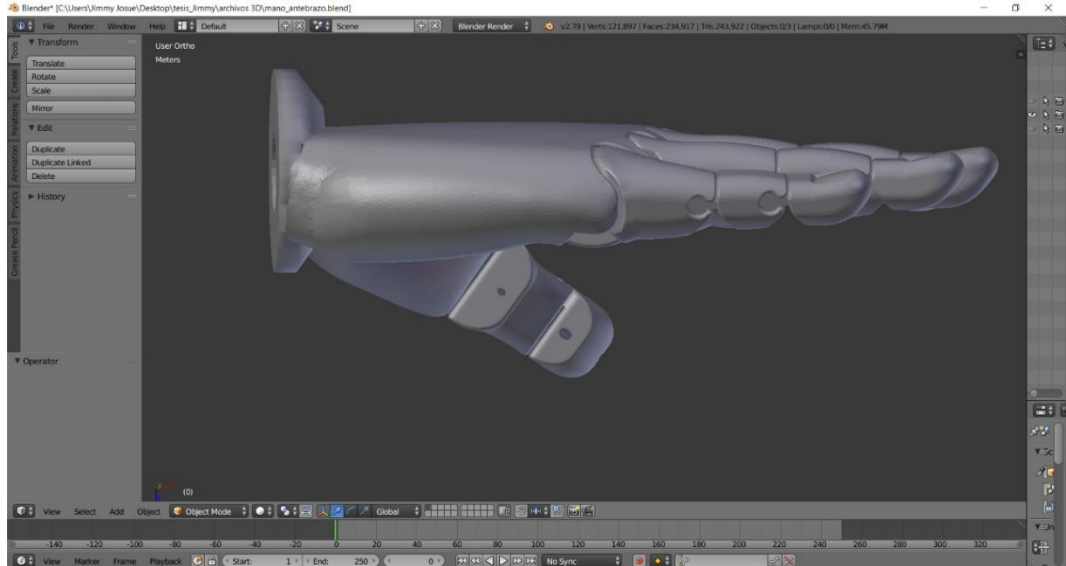


Figura 3.12. Vista lateral izquierda de la mano derecha en Blender.



Figura 3.13. Vista inferior de la mano derecha en Blender.

Los dedos de la mano podrán articularse mediante unos diminutos diseños ligeramente flexibles que se muestran en la Figura 3.14 los cuales permitirán la articulación de cada falange sin opción a soltarse o desprenderse. El de la izquierda representa la articulación entre cada falange de los dedos mientras que el de la derecha representa la articulación entre la palma de la mano y la primera falange de cada dedo.

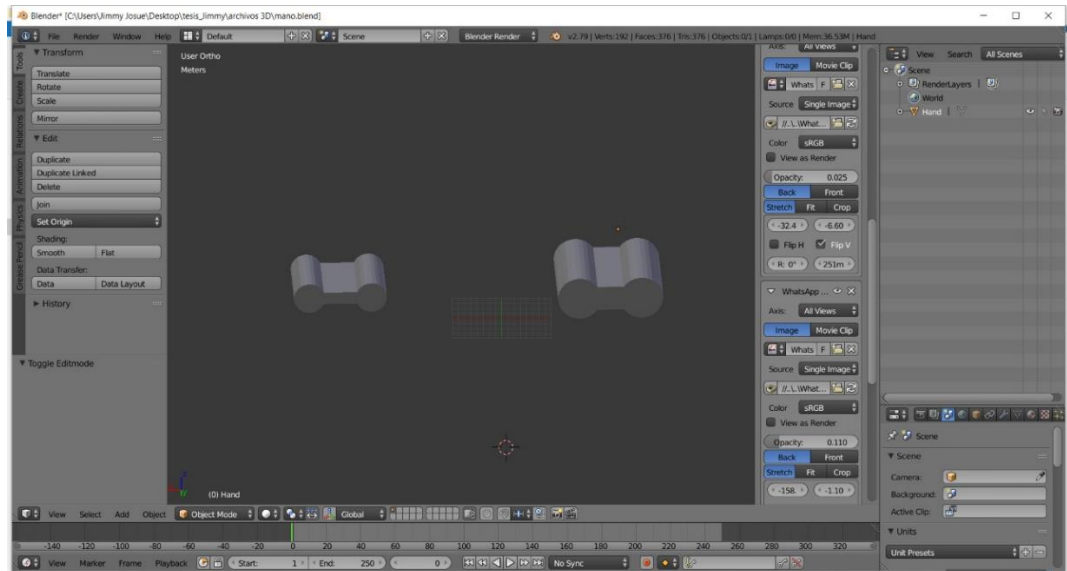


Figura 3.14. Diseño de las articulaciones en Blender.

3.2.2 Segunda Parte – Antebrazo Derecho

Mediante la Tabla 3.6 se muestran las medidas estimadas del antebrazo derecho junto con su tapa en referencia al voluntario con la amputación.

Dichas medidas corresponden a la altura estimada de cada parte, las cuales servirán para obtener una proporción más certera con respecto al brazo real.

Tabla 3.6. Medidas del antebrazo derecho y su tapa.

Parte	Medida [cm]
Antebrazo derecho	28.15
Tapa del antebrazo	10.4

Con las medidas correctas se procede al diseño completo del antebrazo considerando en su bosquejo un espaciado interno para los servomotores, el hardware Arduino y el módulo Bluetooth HC-05. En las Figuras 3.15 y 3.16 se aprecia el diseño del antebrazo derecho, así como su tapa, cada uno por separado.

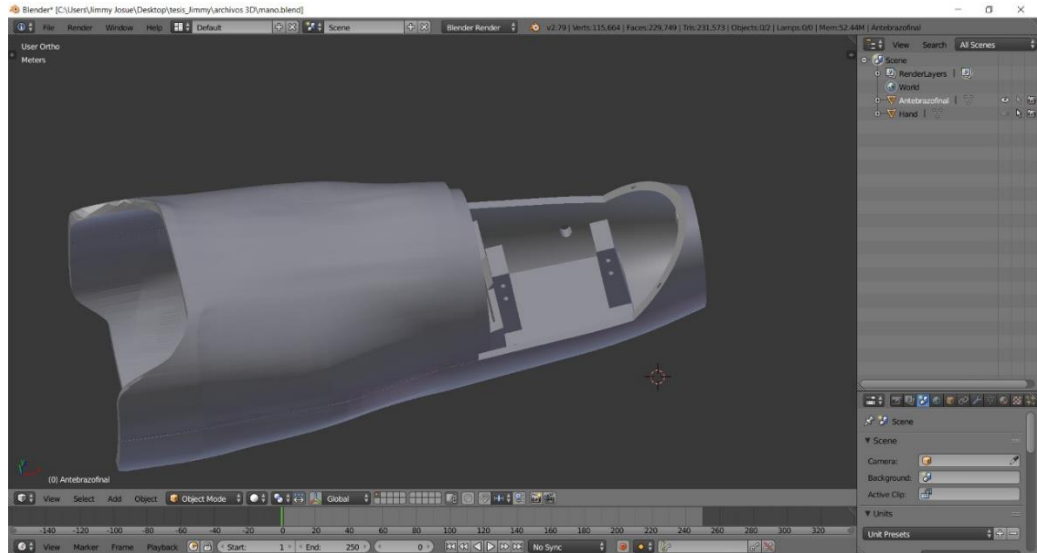


Figura 3.15. Antebrazo derecho sin tapa en Blender.

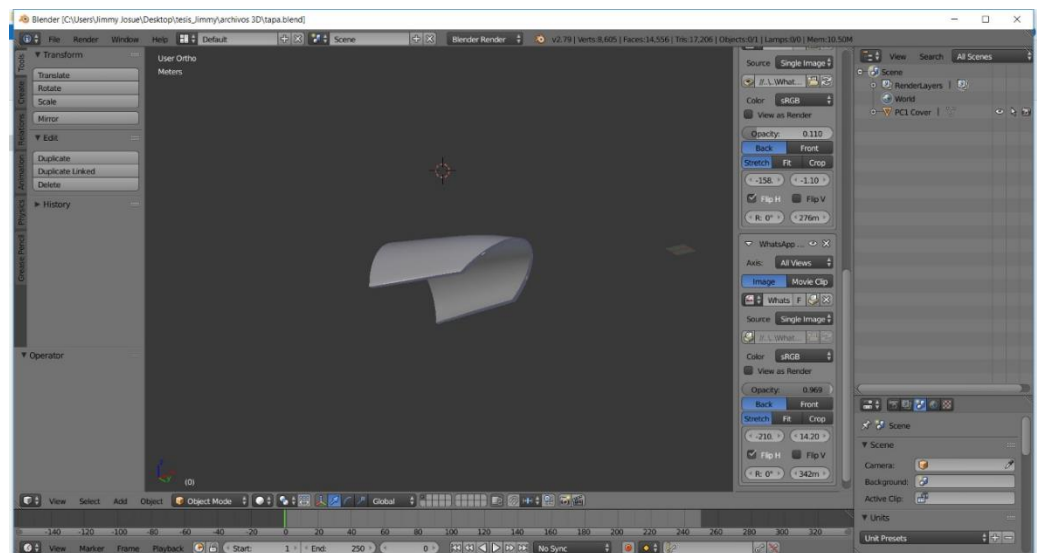


Figura 3.16. Tapa del antebrazo derecho en Blender.

El espaciado interior del antebrazo se diseñó lo suficientemente ancho para que el muñón de la persona con la amputación se pueda adaptar sin problemas, de modo que no estorbe a los elementos electrónicos internos (Ver Figura 3.17).

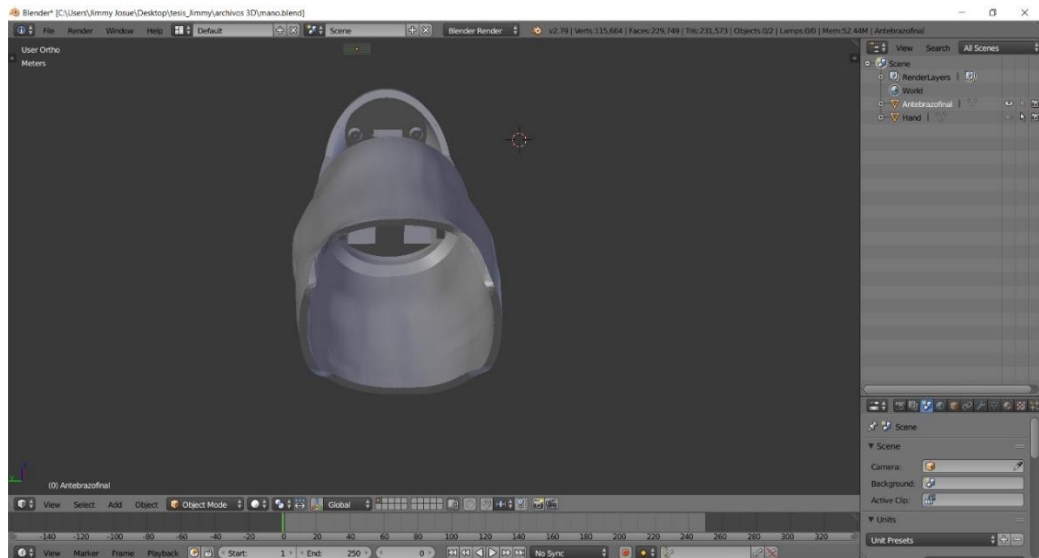


Figura 3.17. Vista interior trasera del antebrazo derecho en Blender.

En la Figura 3.18 se aprecia en la parte delantera del antebrazo los 5 orificios que permitirán el enlace entre los servos de control interno mediante el hilo Nylon y el adaptado circular con la mano derecha.

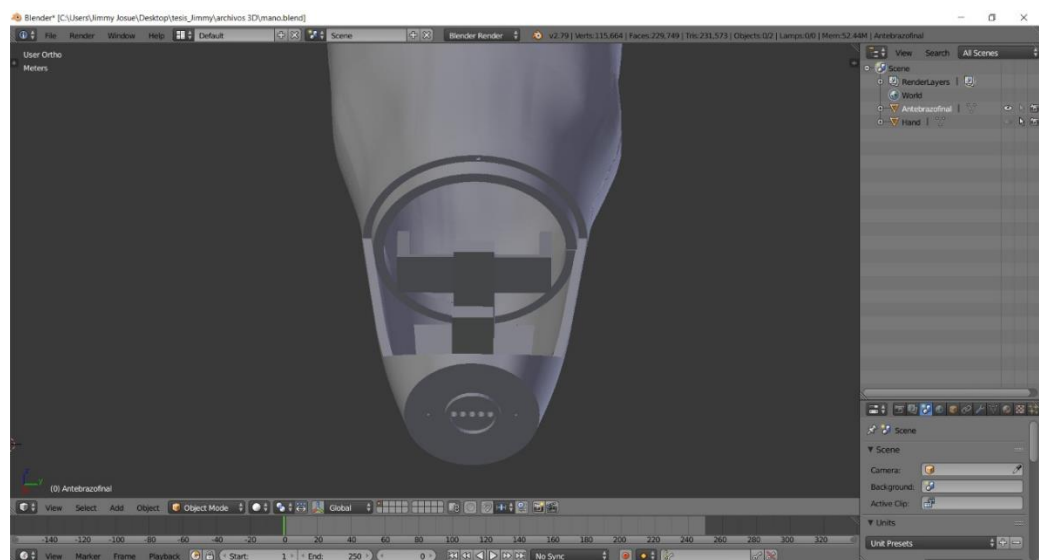


Figura 3.18. Vista delantera del antebrazo derecho en Blender.

Con ambos diseños completados se puede observar en las siguientes imágenes cómo quedará el acople del antebrazo y la mano derecha con todos sus detalles al momento de su impresión en diferentes perspectivas (Ver Figuras 3.19, 3.20, 3.21, 3.22, 3.23). Para que estas dos partes se

puedan adaptar sin problemas se diseñó en el acople entre éstos la creación de orificios adicionales que servirán para unificar la prótesis completa mediante tornillos.

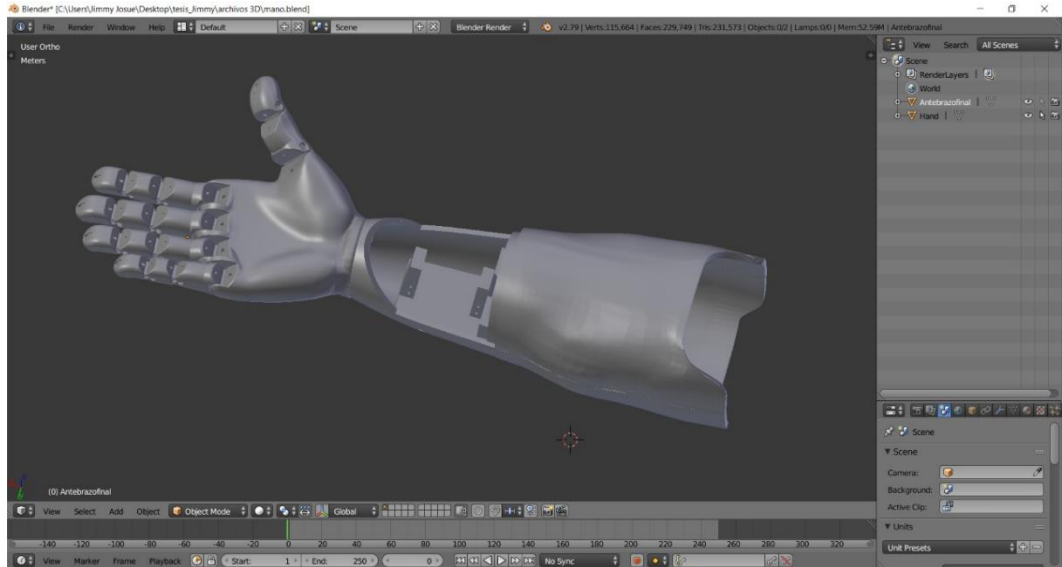


Figura 3.19. Vista frontal de la Prótesis Completa sin tapa en Blender.

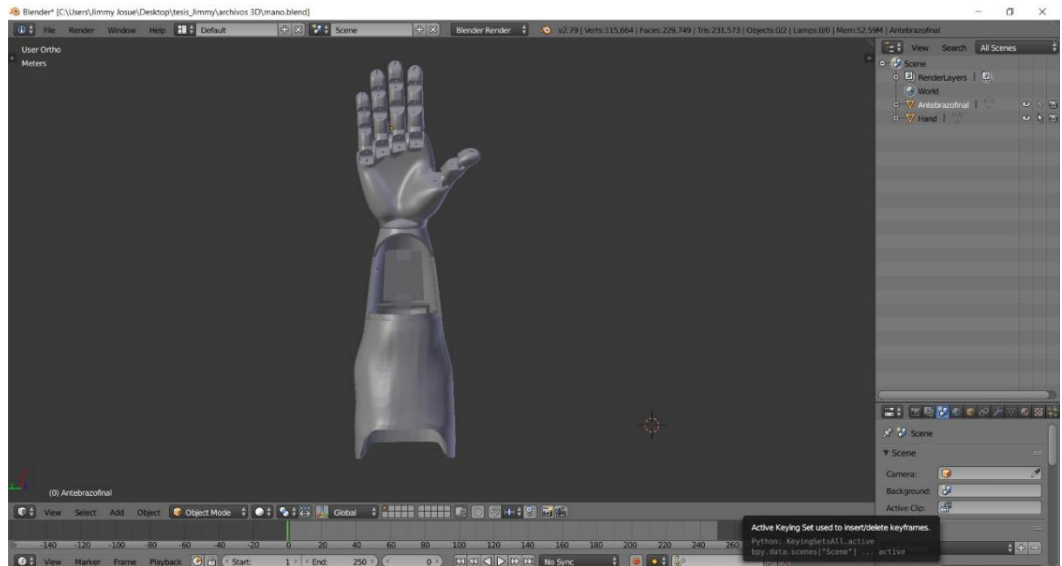


Figura 3.20. Vista frontal de la Prótesis Completa en Blender.

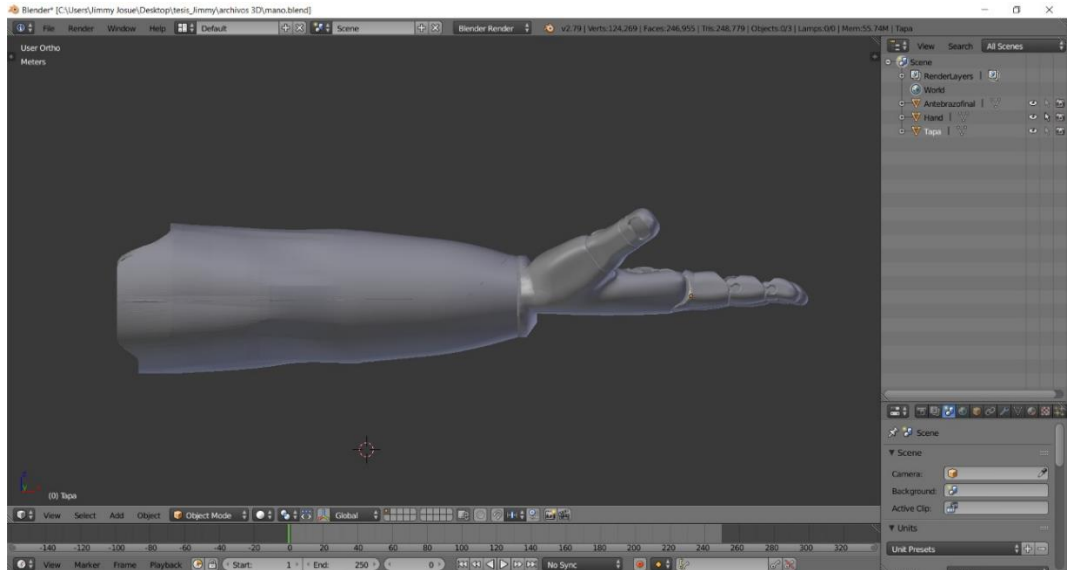


Figura 3.21. Vista lateral derecha de la Prótesis Completa en Blender.

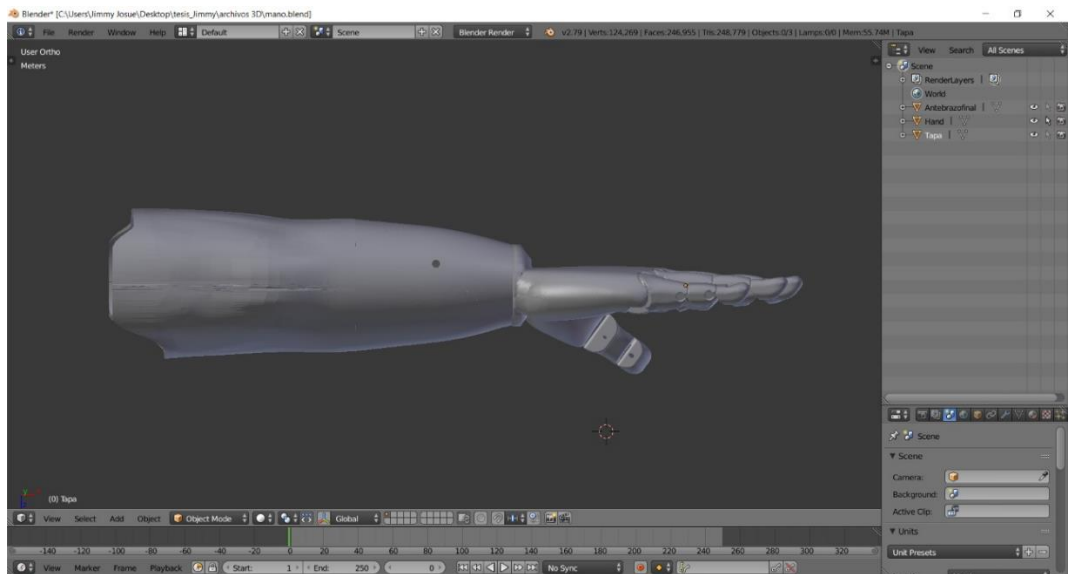


Figura 3.22. Vista lateral izquierda de la Prótesis Completa en Blender.

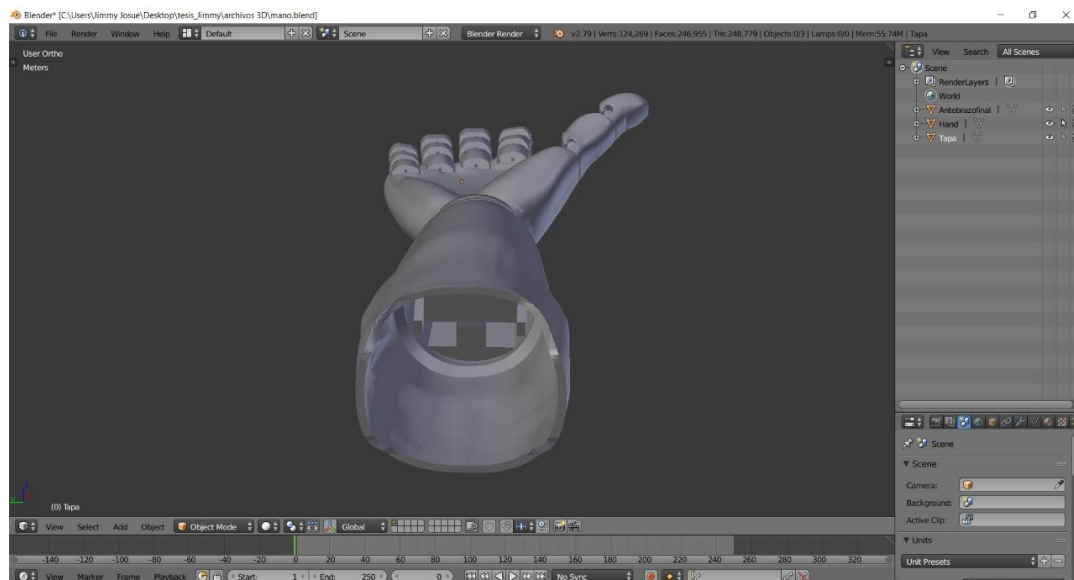


Figura 3.23. Vista interior de la Prótesis Completa en Blender.

3.3 Elaboración de la Prótesis.

Con los diseños hechos completamente en Blender, se procede al desarrollo de la impresión 3D, la cual requiere un software específico para reubicar correctamente el bosquejo y hacer posible una colocación adecuada, para este caso se utilizará Matter Control; y una impresora 3D sincronizada con este software que utilice material PLA y Ninja Flex.

3.3.1 Parámetros y consideraciones previo a la Impresión.

Matter Control es un software que permite cambiar algunos parámetros a conveniencia según las características del diseño de modo que éstos incidan en el resultado final de la impresión. Varios parámetros importantes para tener en consideración son los siguientes:

Skirt: También denominada “Falda”, es un parámetro de configuración que radica en la impresión de una falda alrededor de la primera capa que se va a realizar en la impresión.

Infill: Este parámetro indica la forma geométrica que toma la parte interna del elemento impreso, dichas formas pueden ser cuadrículas, triangulares, hexagonales, lineal perpendicular y concéntricas.

Fill Density: Representa el valor cuantitativo del material de relleno a producir, expresado en una cifra porcentual entre 0 y 1. Mientras más se acerque el valor a la unidad, más pesado será la pieza impresa.

Raft: Es una función que permite al usuario decidir si la impresión 3D requiere o no una balsa o base adicional a la primera capa que pueda sostenerla firmemente.

Support Material: Permite crear soportes del mismo material a fin de evitar que partes adicionales caigan producto de su peso al momento de la impresión.

Speed: Indica la velocidad con que se imprimirán todos los parámetros característicos como infill, raft, soportes, etc. conjuntamente de la velocidad de viaje entre puntos de impresión (Speed Travel).

Además de todo esto, es importante considerar el tiempo de la impresión, así como el peso del elemento a imprimir, estos resultados son producto de la incidencia y características propias de los parámetros anteriormente mencionados, el software Matter Control muestra una estimación del tiempo y la masa según el tipo de impresión.

Una vez mencionado todo esto, se procederá a especificar en la Tabla 3.7 el valor de cada uno de estos parámetros de acuerdo al elemento a imprimir, considerando también el tipo de material a utilizar (PLA o Ninja Flex), la masa estimada y los tiempos de impresión de cada parte por separado.

Tabla 3.7. Parámetros de impresión para la prótesis en general.

	Material	Infill	Fill Density	Raft	Support Material	Speed Travel mm/s	Masa [gr]	Tiempo de Impresión
Palma derecha	PLA	Cuadrícula	0.4	NO	NO	150	123.33	18h 34m
Falanges	PLA	Cuadrícula	0.2	NO	SI	120	77.99	12h 41m
Articulaciones Falange - Falange	Ninja Flex	Cuadrícula	0.1	NO	NO	150	7.68	1h 3m
Articulaciones Palma - Falange	Ninja Flex	Cuadrícula	0.1	NO	NO	150	6.14	48m
Antebrazo derecho	PLA	Cuadrícula	0.2	NO	SI	150	312.10	36h 6m
Tapa del antebrazo	PLA	Cuadrícula	0.2	NO	NO	150	33.05	5h 11m

3.3.2 Generación de los elementos en Matter Control

Con los parámetros establecidos se procede a la generación de cada elemento en el software Matter Control para su posterior impresión 3D en la impresora ROSTOCK MAX v3 (Ver Figura 3.24). Dicha impresora goza de muchas funcionalidades adicionales en comparación con una impresora ordinaria como son elementos de mayor tamaño con extremada precisión y exactitud, además del manejo de distintos tipos de materiales (PLA, ABS, Ninja Flex, etc.) con un determinado control de temperatura tanto para el extrusor como para la cama de impresión.

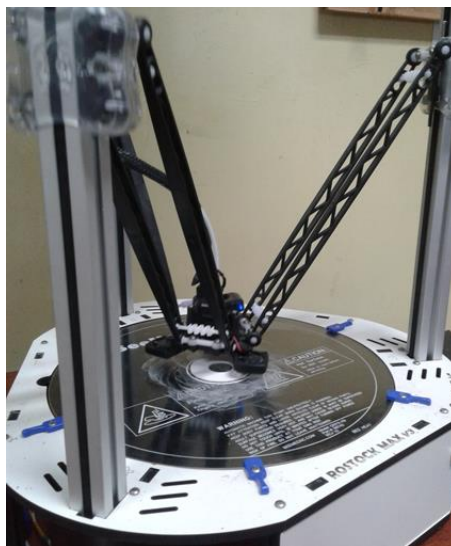


Figura 3.24. Impresora 3D ROSTOCK MAX v3.

3.3.2.1 Mano Derecha – Material PLA

En las Figuras 3.25 y 3.26 se visualiza la forma con las que saldrán impresas las partes que conforman la mano derecha de la prótesis a través del software Matter Control. Para este y los demás diseños se ha considerado el uso de Skirt, Infill de forma cuadriculada y se ha evitado utilizar Raft.

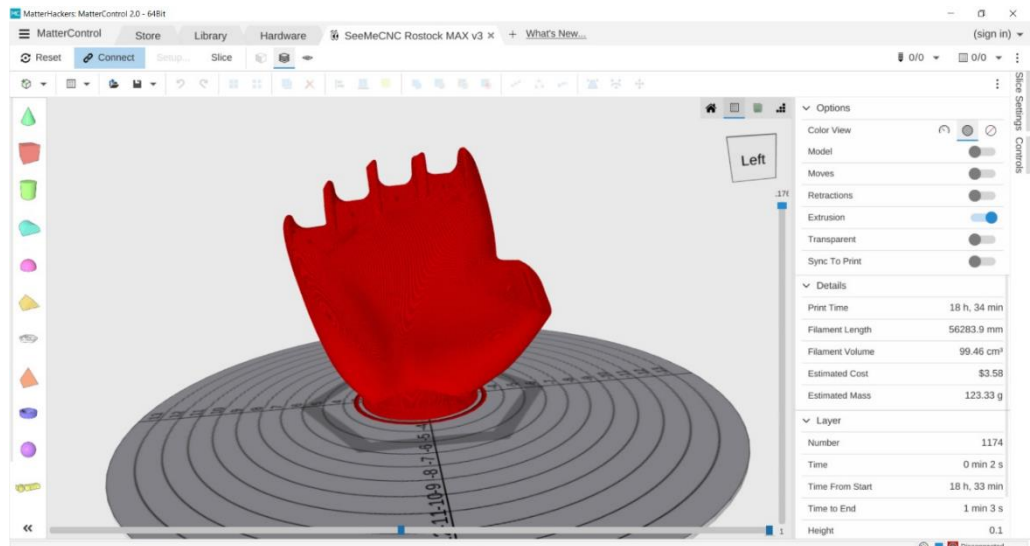


Figura 3.25. Vista frontal de la palma derecha generada en Matter Control.

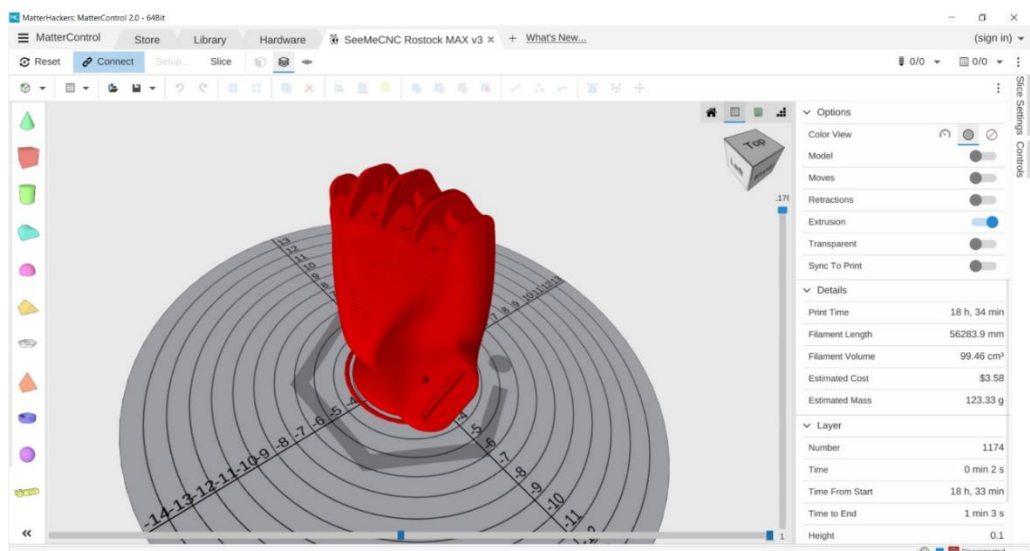


Figura 3.26. Vista lateral de la palma derecha generada en Matter Control.

Para la generación de las falanges se habilitó el uso de soportes, de modo que no haya inconvenientes como caída de las piezas y errores al momento de la impresión, tal como se muestra en la Figura 3.27.

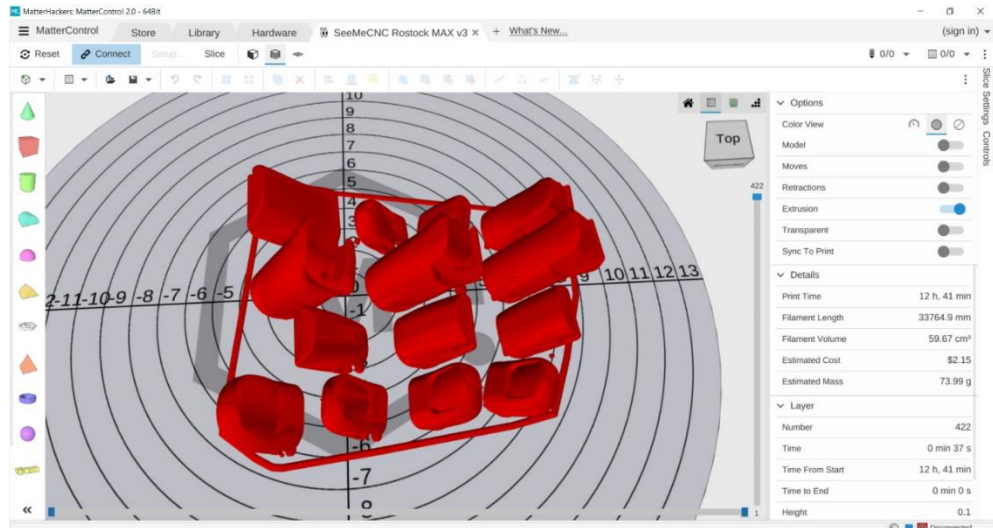


Figura 3.27. Vista superior de las 14 falanges generadas en Matter Control.

3.3.2.2 Articulaciones – Ninja Flex

Las articulaciones flexibles que permitirán el movimiento de los dedos son los únicos elementos de la prótesis que se imprimirán con material diferente al PLA, por lo cual se utilizará material Ninja Flex aprovechando sus propiedades elásticas (Ver Figuras 3.28 y 3.29).

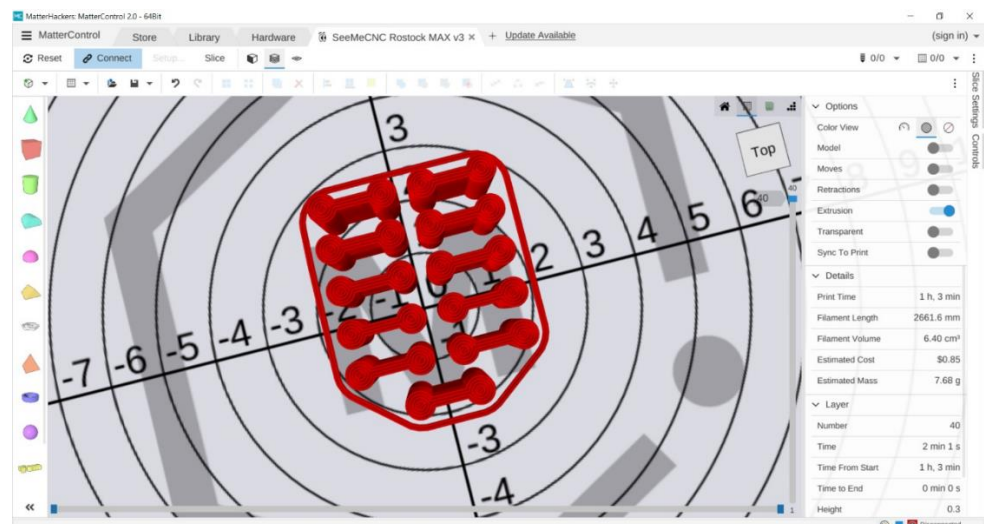


Figura 3.28. Vista superior de las articulaciones FALANGE-FALANGE generadas en Matter Control.

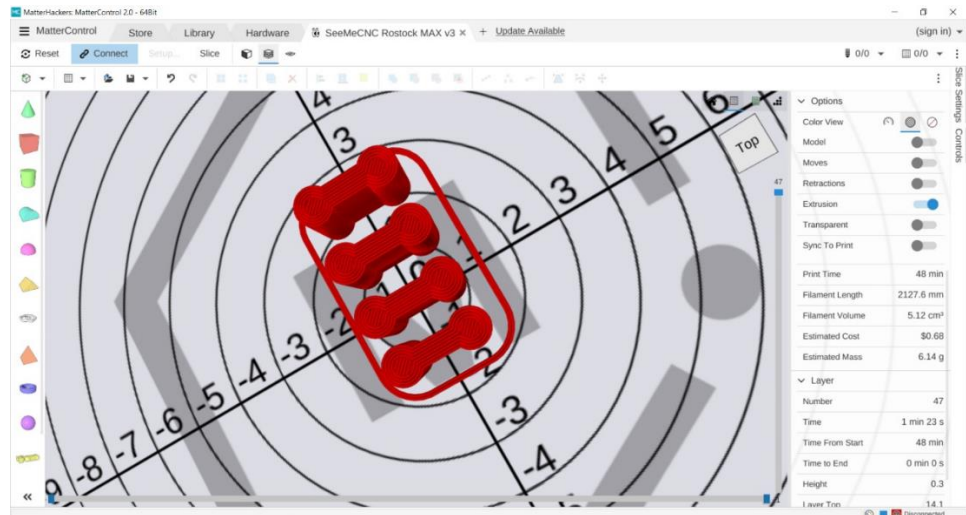


Figura 3.29. Vista superior de las articulaciones PALMA-FALANGE generadas en Matter Control.

3.3.2.3 Antebrazo Derecho – PLA

Por último, se genera el antebrazo completo junto con su tapa, ambos de forma vertical, tal como se muestra en las Figuras 3.30 y 3.31, para el caso del antebrazo se habilitará la creación de soportes adicionales de modo que sostengan las piezas internas y eviten su caída, además de que no haya disparidad al momento de la impresión.

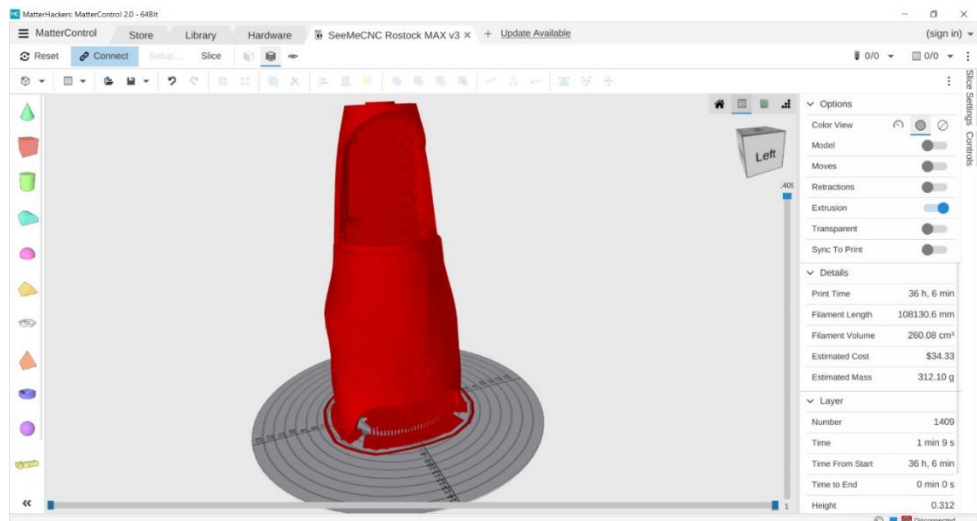


Figura 3.30. Vista lateral del antebrazo derecho generado en Matter Control.

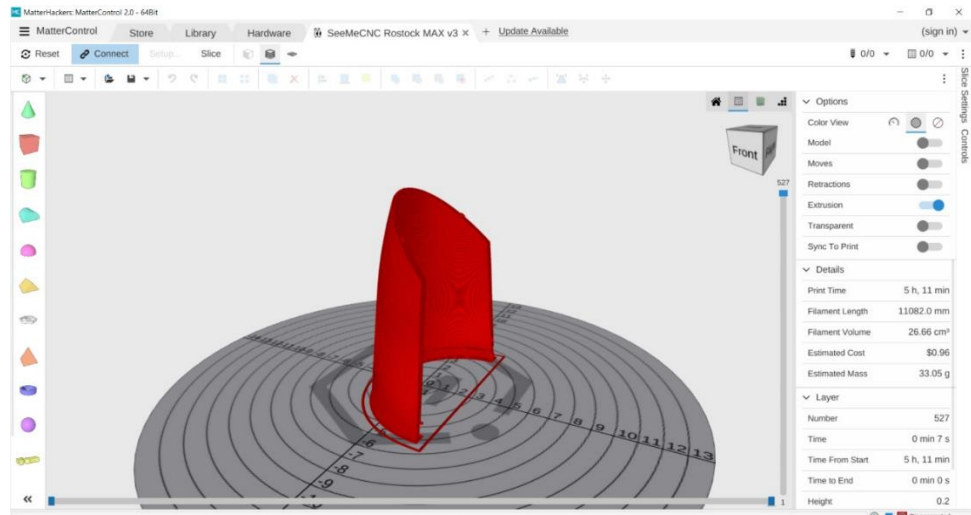


Figura 3.31. Tapa del antebrazo derecho generado en Matter Control.

3.4 Impresión 3D Final

Transcurridos los tiempos de impresión de todas las partes mencionadas con anterioridad, se procede a esperar por la finalización de cada una de las piezas que conforman la prótesis, para después proseguir con el encaje de las articulaciones en los dedos y formar completamente la mano derecha (Ver Anexo 2).

Respecto al antebrazo derecho, se tiene que eliminar por completo los soportes del material de impresión de modo que no estorben ni generen inconvenientes al momento de acoplar los elementos electrónicos en su interior (Ver Anexo 3).

En la Figura 3.32 se puede ver la impresión 3D completa de la prótesis de antebrazo y mano derecha. Una vez eliminados completamente los soportes en el interior del antebrazo (Ver Figura 3.33) se pueden colocar sin problema alguno los servomotores y el resto de los elementos en la cavidad.



Figura 3.32. Mano derecha y antebrazo completo impresos en 3D.

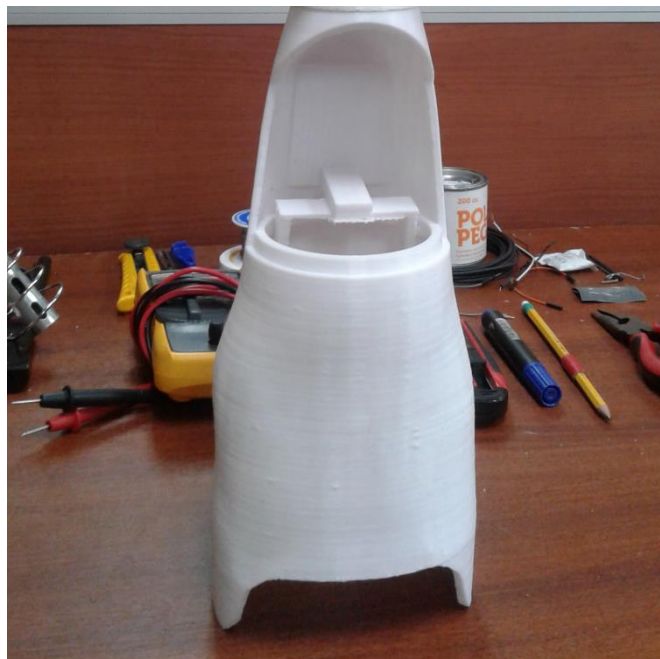


Figura 3.33. Interior del antebrazo impreso en 3D.

3.5 Adaptación y Encaje de los elementos dentro de la Prótesis

Como ya se mencionó anteriormente, en la parte del diseño del antebrazo se creó un espaciado interno para 3 servomotores que permitirán la movilidad de los dedos, además de una extensión adicional para el hardware Arduino y el módulo Bluetooth HC-05.

A través de los pequeños orificios en la mano derecha y los dedos se traspasarán varios hilos de Nylon los cuales halarán dichas extremidades según las órdenes del servomotor, de modo que se establezca la acción de abrir o cerrar todos los dedos.

El control de los 5 dedos que rigen en los 3 servomotores se muestra en la Figura 3.34 por lo que un servo se encarga de abrir y cerrar únicamente el dedo pulgar, otro de abrir y cerrar los dedos índice y medio, y el último de abrir y cerrar los dedos anular y meñique.

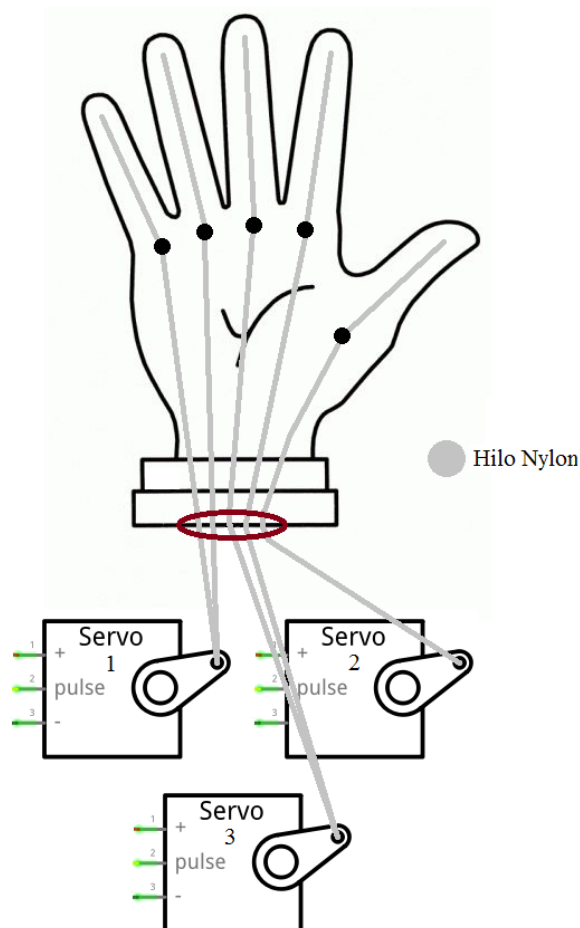


Figura 3.34. Gráfico de control de los 3 servomotores hacia los 5 dedos de la Prótesis.

Los servomotores a utilizar son los TowerPro MG995 de alto torque y rendimiento, con el tamaño específico para su encaje en el interior de la prótesis (aproximadamente 4 cm); para la consecución de este proyecto es preciso el uso de tres de estos elementos dado que como lo muestra la Figura 3.34, cada uno se encargará del movimiento específico de cierta cantidad de dedos, impulsados por un hilo Nylon de gran resistencia.

En la Tabla 3.8 se aprecian las características principales de dicho servomotor, así como sus parámetros de operación; mientras que en la Figura 3.35 se observa la Arquitectura de control de toda la prótesis.

Tabla 3.8. Características principales del servomotor TowerPro MG995. [39]

Servomotor TowerPro MG995	
Voltaje de funcionamiento	4.8 - 7.2 V
Velocidad de funcionamiento	0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
Torque	8.5 kgf · cm (4,8 V), 10 kgf · cm (6 V)
Rango de Temperatura	0 °C - 55 °C.
Ángulo de rotación	120°
Largo del cable	30 cm
Dimensiones	40.7 x 19.7 x 42.9 mm
Masa	55 g

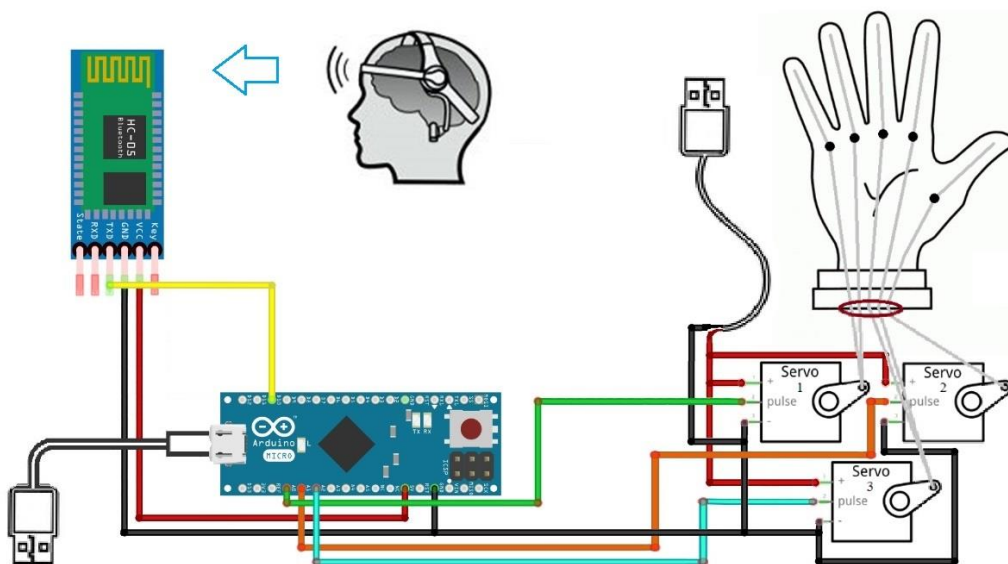


Figura 3.35. Arquitectura de control de la prótesis en general.

Teniendo en cuenta todo lo mencionado, ahora se procede a la incorporación de los elementos electrónicos y mecánicos en el interior del antebrazo impreso de tal manera que encajen sin inconvenientes y se puedan realizar los movimientos.

En la parte superior interna del antebrazo se encuentra un espaciado principal para 2 de los 3 servomotores MG995, tal como se muestra en la Figura 3.36, éstos se van a acomodar de forma horizontal (acostados) uno sobre otro, de tal manera que no haya ningún desprendimiento.



Figura 3.36. Espaciado interno en la prótesis para los servomotores.

Se procede a colocar cuidadosamente el primer servomotor acostado de modo que no estorbe la pieza de rotación con las paredes internas y asegurándolo con 4 tornillos adicionales en los fragmentos verticales paralelos de la prótesis. De este modo el primer servo queda asegurado internamente, tal como se muestra en la Figura 3.37.

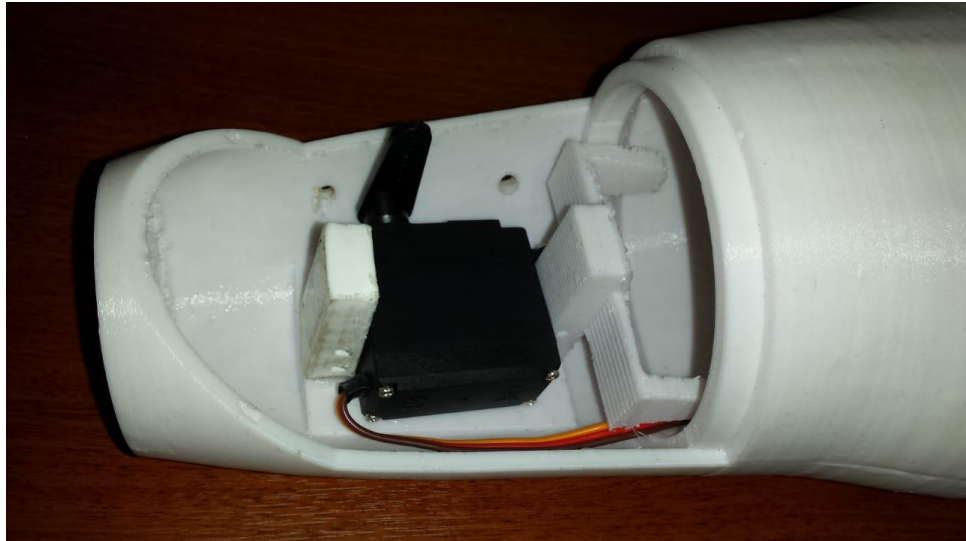


Figura 3.37. Primer servo acomodado en el espaciamento interno de la prótesis.

Una vez colocado el primer servomotor se ubica el segundo encima del otro verificando igual que el anterior que su pieza de rotación no haga contacto con el interior de la prótesis, y asegurando dicho servomotor con tornillos a presión. Se debe corroborar que no haya movimientos adicionales generados por la vibración de ambos servos ajustándolos a la medida (Ver Figura 3.38).

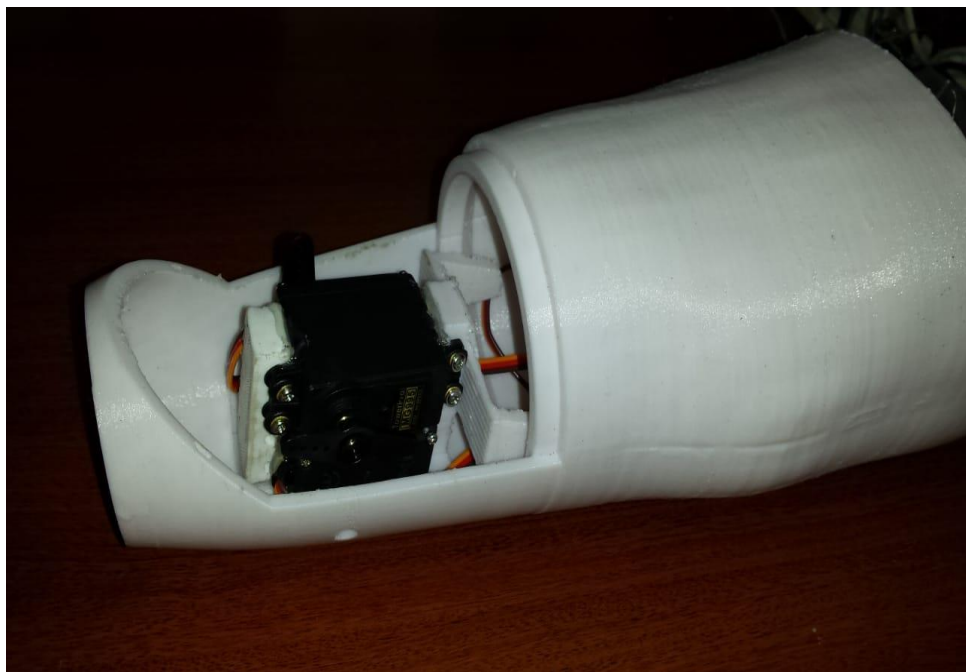


Figura 3.38. Dos servos ajustados en el espaciamento interno de la prótesis.

Para asegurar que los 2 servomotores permanezcan estables en su posición se agrega un poco de silicona en la unión entre ambos fragmentos, de esta manera se fijan por completo estos elementos para su posterior accionar (Ver Figura 3.39).



Figura 3.39. Dos servos sujetos y fijos en el espaciamiento interno de la prótesis.

Una vez asegurados los 2 primeros servomotores se procede a implantar el tercer servo en la parte trasera del interior del antebrazo, para este caso, este elemento irá colocado en forma vertical y se asegurará con tornillos en la parte superior del soporte de modo que quede estable, tal y como se muestra en la Figura 3.40.

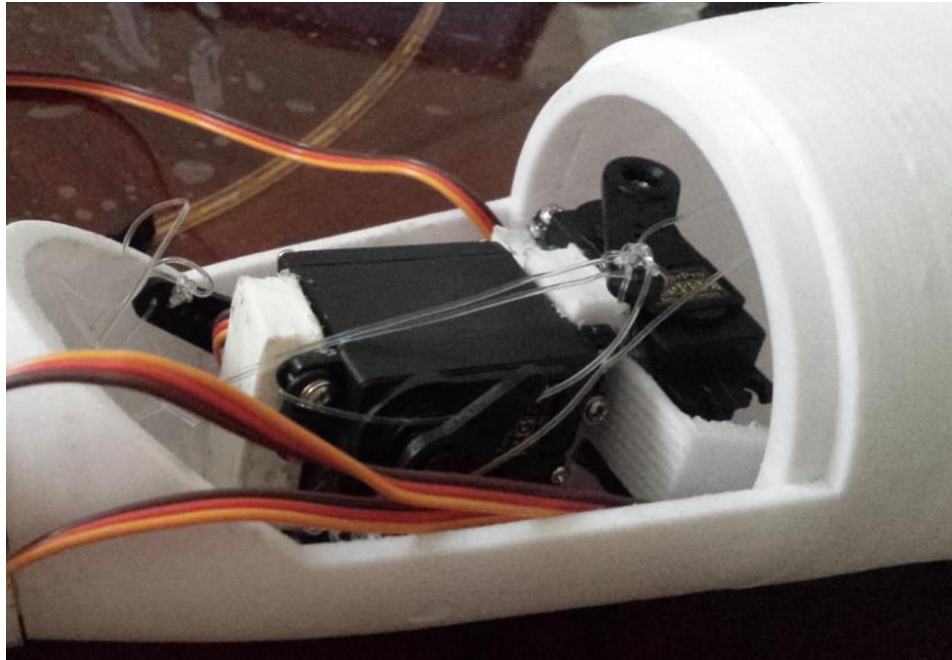


Figura 3.40. Tercer servo acoplado en el espaciado interno de la prótesis.

Con los 3 servomotores ya implantados y asegurados por completo, se lleva a cabo la incorporación del hilo Nylon a través de los orificios de la mano derecha y por medio de un ligero estiramiento se constata que cada dedo pueda realizar la contracción de forma adecuada sin correr riesgo de alguna separación o rotura (Ver Figura 3.41).

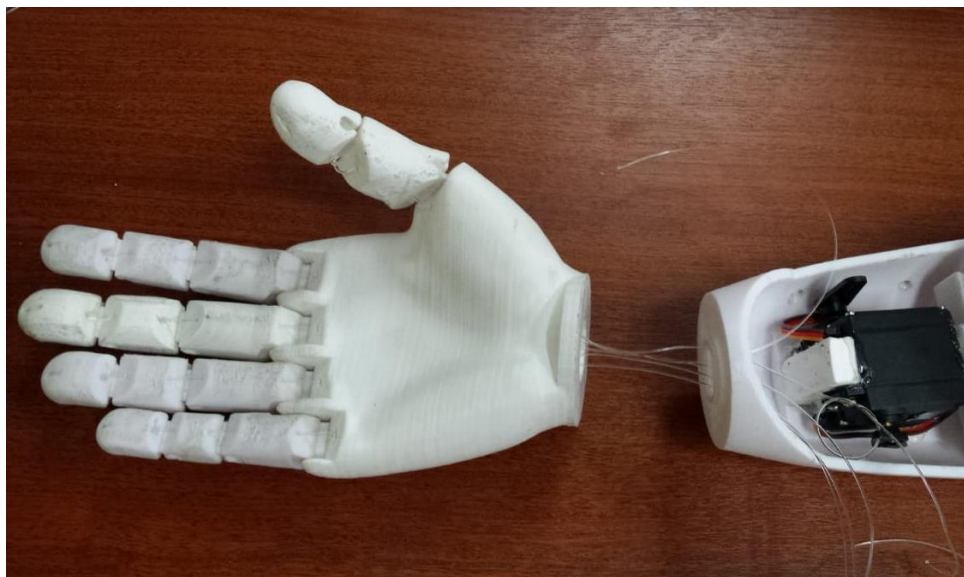


Figura 3.41. Acople de la mano y el antebrazo mediante los hilos Nylon.

Los hilos se los traspasa a través del antebrazo; al haberse introducido todos éstos, se une la base de la mano junto a la del antebrazo, se debe tener cuidado de que no haya enredos internos con los hilos (Ver Figura 3.42).

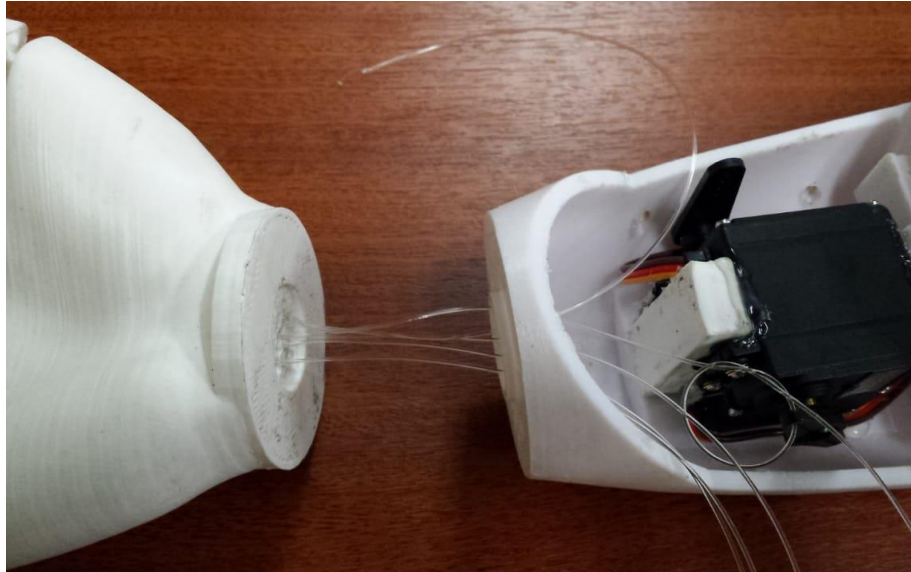


Figura 3.42. Inserción del hilo Nylon a través de la prótesis.

Después de haber traspasado cada hilo por los orificios se procede a asegurar de forma rígida la mano con el antebrazo mediante el enrosque de 2 tornillos de gran tamaño que la afirmen completamente (Ver Figura 3.43). Hecho esto se posibilita el sostenimiento completo de toda la prótesis para el individuo amputado.



Figura 3.43. Aseguramiento de la prótesis mediante tornillos.

Internamente se coloca de manera cuidadosa el hardware Arduino MICRO haciendo las conexiones necesarias de manera que pueda establecer la conexión

con el módulo Bluetooth HC-05 dentro de la prótesis procurando que no haya cables cruzados ni enredados (Ver Figura 3.44).

Se deja un pequeño espacio hacia el exterior de modo que el cable que va a la corriente no estorbe en la abertura del antebrazo.

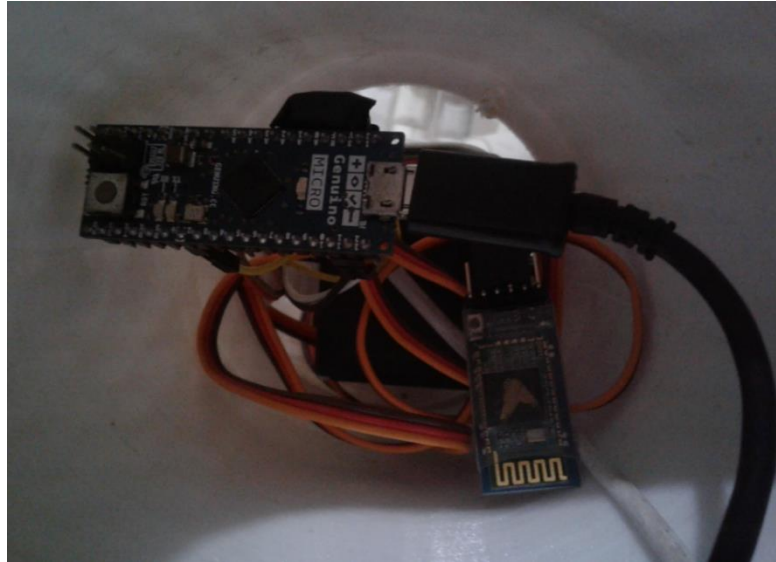


Figura 3.44. Colocación de elementos electrónicos dentro de la prótesis.

Finalmente, implantados todos los elementos electrónicos y mecánicos dentro de la prótesis, se procede a agregar una tela elástica en la parte del muñón de modo que la persona que la porte no le genere incomodidades al colocársela (Ver Figura 3.45).



Figura 3.45. Prótesis completa lista para su uso.

3.6. Código de programación para movimiento de la prótesis de acuerdo al rango de atención

Mediante el hardware Arduino se realiza el código de programación que incluye en su totalidad la configuración y declaración de variables junto con el respectivo comando de ejecución para cada una de ellas.

Para el caso de este proyecto, es necesario definir en el código el accionar de los servomotores según el rango de atención obtenido de forma inalámbrica desde el dispositivo Neurosky; por lo cual se ejecutará el movimiento de todos los servos para cerrar los dedos cuando el rango sobrepase la cifra de 60 (concentración), caso contrario, los servos regresarán a su posición original dando como resultado la abertura de los dedos (desconcentración).

A continuación, se muestra mediante las Figuras 3.46, 3.47, 3.48, 3.49 y 3.50, el algoritmo de programación en Arduino que permite realizar los movimientos especificados en la Tabla 3.3. según el grado de atención emitido por el Neurosky.

```
#include <SoftwareSerial.h> // Incluimos la librería SoftwareSerial
#include <Servo.h>

#define maxConcentracion 60
#define cerrado 1
#define abierto 60
#define max34 150
#define max12 170
#define maxpulgar 150
Servo dedos12; // create servo object to control a servo
Servo dedos34;
Servo pulgar;

SoftwareSerial BT(10,11); // Definimos los pines RX y TX del Arduino conectados al Bluetooth

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
// Arduino Bluetooth Interface with Mindwave
//
// This is example code provided by NeuroSky, Inc. and is provided
// license free.
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
#define BAUDRATE 57600
#define DEBUGOUTPUT 0
// checksum variables
byte generatedChecksum = 0;
byte checksum = 0;
int payloadLength = 0;
```

Figura 3.46. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 1

```

byte poorQuality = 0;
byte attention = 0;
byte meditation = 0;

// system variables
long lastReceivedPacket = 0;
boolean bigPacket = false;
int pos = 0;
int estado=abierto;
////////////////////////////////////
// Microprocessor Setup //
////////////////////////////////////
void setup() {
  BT.begin(57600);      // Inicializamos el puerto serie BT que hemos creado
  Serial.begin(57600); // USB
  dedos34.attach(A0);
  pulgar.attach(A1);
  dedos12.attach(A2);
  manoInit();
}
////////////////////////////////////
//// Read data from Serial UART //
////////////////////////////////////
void manoInit() {
  dedos34.attach(A0);
  pulgar.attach(A1);
  dedos12.attach(A2);
  pulgar.write(abierto);
  dedos12.write(abierto);
  dedos34.write(abierto);
}

byte ReadOneByte() {
int ByteRead;
  while(!BT.available());
  ByteRead = BT.read();
#ifdef DEBUGOUTPUT
  Serial.print((char)ByteRead); // echo the same byte out the USB serial (for debug purposes)
#endif

  return ByteRead;
}
////////////////////////////////////
//MAIN LOOP//
////////////////////////////////////
void loop() {
  if(ReadOneByte() == 170) {
    if(ReadOneByte() == 170) {

      payloadLength = ReadOneByte();
      if(payloadLength > 169) //Payload length can not be greater than 169
        return;

      generatedChecksum = 0;

```

Figura 3.47. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 2.

```

for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
  payloadData[i] = ReadOneByte();           //Read payload into memory
  generatedChecksum += payloadData[i];
}

checksum = ReadOneByte();                   //Read checksum byte from stream
generatedChecksum = 255 - generatedChecksum; //Take one's compliment of generated checksum

if(checksum == generatedChecksum) {

  poorQuality = 200;
  attention = 0;
  meditation = 0;

  for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { // Parse the payload
    switch (payloadData[i]) {
      case 2:
        i++;
        poorQuality = payloadData[i];
        bigPacket = true;
        break;
      case 4:
        i++;
        attention = payloadData[i];
        break;
      case 5:
        i++;
        meditation = payloadData[i];
        break;
      case 0x80:
        i = i + 3;
        break;
      case 0x83:
        i = i + 25;
        break;
      default:
        break;
    } // switch
  } // for loop

#if !DEBUGOUTPUT
  if(bigPacket) {
    Serial.print("Calidad De Señal: ");
    Serial.print(poorQuality, DEC);
    Serial.print(" Atencion: ");
    Serial.print(attention, DEC);

    if(attention > maxConcentracion && estado == abierto){ //cerrar
      Serial.print(" cerrando... ");
      estado=cerrado;
      for (pos = abierto; pos <= max12; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
        dedos12.write(pos); //cerrar
        delay(7);
      }
    }
  }
}

```

Figura 3.48. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 3

Los servos se manejan mediante las variables de control en Arduino denominadas dedos12, dedos34 y pulgar que son las que ejecutan la posición de los servomotores según el grado de desplazamiento, para el caso inicial de la mano abierta se declara como ángulo de inicio 60°, mientras que al contraerse los dedos de la mano los servos rotan 170° de modo que puedan jalar las falanges y mantener la posición en función del rango de atención definido (>60 cierra la mano, <60 abre la mano).

```

for (pos = abierto; pos <= max34; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
    //cerrar
    dedos34.write(pos);
    delay(6);
}
for (pos = abierto; pos <= maxpulgar; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
    //cerrar
    pulgar.write(pos);
    delay(4);
}
}
else if(attention <= maxConcentracion && estado == cerrado)
{
    //abrir
    Serial.print(" abriendo... ");
    estado=abierto;
    for (pos = max34; pos >= abierto; pos -= 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
        dedos34.write(pos);           //cerrar
        delay(2);                       // waits 15ms for the servo to reach the position
    }
    for (pos = max12; pos >= abierto; pos -= 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
        if(pos<=max34)
            dedos12.write(pos);           //cerrar
            pulgar.write(pos);
            delay(10);                       // waits 15ms for the servo to reach the position
    }
}
Serial.print("\n");
}
#endif
bigPacket = false;
}
else {
    // Checksum Error
} // end if else for checksum
} // end if read 0xAA byte
} // end if read 0xAA byte
}

```

Figura 3.49. Código de programación ARDUINO para movimiento de servos PARTE 4.

CAPÍTULO 4

4. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este Capítulo se establecerán las pruebas necesarias para el funcionamiento de la prótesis en un paciente que haya sufrido una amputación recientemente en el brazo, a fin de establecer resultados comparativos de sus movimientos realizados al emitir las órdenes neuronales respecto a las determinadas en el Capítulo anterior.

Agregado a esto, se creará un pequeño manual de uso de la prótesis que explique con detalles y de forma clara el funcionamiento de la misma junto con el proceso de conexión para su operatividad.

4.1 Análisis de señales neuronales obtenidas en la persona amputada

Como se precisó en el Capítulo anterior, las señales neuronales provenientes del dispositivo Neurosky ya fueron obtenidas con referencia a pruebas hechas en una persona con su brazo completo, de modo que sea posible discernir la respuesta entre el movimiento de la prótesis en estas personas con el movimiento de alguien que ha perdido la extremidad.

El uso de la prótesis busca que la persona amputada pueda experimentar la sensación de poseer su extremidad faltante, además de que la respuesta neuronal que tenga dicha persona logre encontrar un patrón cerebral que establezca el movimiento aun cuando no posea su extremidad. Por esto, los rangos de atención desarrollados previamente en el dispositivo Neurosky son la clave en la que se basa el accionamiento de la prótesis para el individuo amputado, ya que de su grado de entrenamiento mental resultará la manipulación del aparato ortopédico.

Una vez diseñada y elaborada la prótesis en su totalidad, se procede a colocarla cuidadosamente en el muñón junto con la diadema Neurosky en su cabeza, hecho esto se conecta la prótesis a un tomacorriente cercano y se espera por la obtención de las cifras de atención de acuerdo a su capacidad de concentración para ejecutar los movimientos de la prótesis.

A continuación, mediante la Tabla 4.1, se muestran 5 tomas de datos de las cifras de atención obtenidas en un voluntario con una amputación, a fin de poder determinar si puede realizar la acción de abrir y cerrar la mano de la prótesis en base a su grado de concentración.

Tabla 4.1. Cifras de atención en función del grado de concentración.

Tomas de datos	Cifra de atención (Concentración)	Cifra de atención (Desconcentración)
1ra	97	41
2da	100	41
3ra	93	44
4ta	90	44
5ta	83	47

Tabla 4.2. Cifras de atención comparativas entre la persona sin amputación y con amputación.

Tomas de datos	Persona sin amputación		Persona con amputación	
	Cifra de atención Concentración	Cifra de atención Desconcentración	Cifra de atención Concentración	Cifra de atención Desconcentración
1ra	100	11	97	41
2da	100	20	100	41
3ra	100	15	93	44
4ta	97	12	90	44
5ta	97	23	83	47

Como se puede ver en la Tabla 4.2 comparativa, ambos valores de atención tanto para la persona sin discapacidad como para la que tiene la amputación en el brazo no distan en lo más mínimo al momento de su concentración y desconcentración, por lo que la respuesta neuronal de ambas personas es similar en referencia al grado de atención que poseen, el cual se logra con un pequeño entrenamiento mental para adiestrar su cerebro.

Esto permite que la persona sin la extremidad pueda ejercer control de manera correcta en la prótesis, tal y como la haría una persona común en base a su respuesta mental, de modo que al concentrarse pueda elevar la cifra de atención límite de movimiento (60), accionando de esta manera la prótesis y cerrando la mano; al entrar en desconcentración, la cifra de atención disminuye por debajo de 60, lo cual da lugar a la acción de abrir la mano nuevamente. Gracias a la toma

de datos instantánea en tiempo real que arroja el dispositivo Neurosky se puede ejercer control del aparato.

Las pruebas hechas en la persona amputada permitieron determinar la funcionalidad y eficiencia de la prótesis por lo cual se evaluó si el voluntario es capaz de realizar la actividad primordial de poder agarrar un objeto, por esto es que además de la operatividad básica de abrir y cerrar la mano, se procedió a realizar pruebas de agarre de pequeños objetos ordinarios, que se llevaron a cabo de manera exitosa, tal y como se muestra en la Figura 4.1.



Figura 4.1. Accionamiento de la prótesis para la persona con amputación mediante sus ondas neuronales.

4.2 Observaciones Adicionales

Uno de los factores adicionales que permitirían el agarre a la perfección de objetos de distinta forma y más pesados es el diseño propio de la mano, debido a que el boceto propuesto en este proyecto se realizó lo más parecido a una mano real, un diseño robótico menos real con una curvatura más abierta en el dedo pulgar otorgaría un movimiento adicional en forma de pinza que proporcionaría un agarre más preciso y fuerte.

Varios diseños de este tipo existen en la actualidad en relación a las prótesis de antebrazo y mano, pero su estética difiere en gran medida en la similitud con una real. Es por esto que la semejanza con la extremidad completa como criterio de diseño es primordial en este proyecto.

4.3 Trabajos Posteriores a Futuro

El estudio de la ciencia neurológica es muy amplio y complejo, así también el desarrollo de la tecnología que a lo largo de los años ha pretendido minimizar la complejidad de las cosas y proveer más comodidad al ser humano; en relación al funcionamiento de la prótesis, un gran inconveniente es el de mantener cercanía obligatoriamente con una fuente de voltaje para el posterior uso del aparato ortopédico; uno de los trabajos a futuro que se pretende realizar como continuación del proyecto es el de implementar un sistema de batería interno en la prótesis, que no requiera conexiones exteriores, de modo que se excluya la necesidad de estar forzosamente cerca de un tomacorriente al momento de querer usarla o probarla, de tal manera que la microelectrónica se encargue de proveer energía a los elementos internos así como de informar al momento de la disminución de la batería, tal y como lo ha mostrado el dispositivo automatizado Neurosky.

Así también se pretende la movilidad completa de cada uno de los 5 dedos de forma independiente, lo cual es posible si se incorporan 5 servomotores específicos para cada dedo, en este caso, se deberá estudiar más a fondo un patrón para las señales neuronales emitidas por cada acción que haya pensado la persona, para que de esta manera pueda ejecutar múltiples movimientos

individuales de modo gesticular y cuya función principal no sea sólo abrir la mano, cerrarla o agarrar algo en particular.

4.4. Manual de uso de la Prótesis

En primer lugar, se debe encender el dispositivo Neurosky Mindwave 2 haciendo constancia de que tenga una pila AA interna. Para verificar el encendido correcto del dispositivo se debe deslizar el interruptor hacia la posición “ON” y comprobar que se haya activado la luz azul (Ver Figura 4.2), en caso de activarse la luz roja (que significa batería baja), se debe apagar el dispositivo y cambiar la pila alcalina por una nueva.



Figura 4.2. El LED azul indica que el Neurosky está con batería completa.

Una vez hecho esto, se conecta el adaptador de la prótesis a una fuente de voltaje cercana y se verifica el emparejamiento del dispositivo Neurosky con el módulo Bluetooth de la prótesis, esto se comprueba observando que el LED rojo del módulo parpadee con muy poca frecuencia (Ver Figura 4.3), al ocurrir esto se completa exitosamente la sincronización del Neurosky y la prótesis de manera inalámbrica.

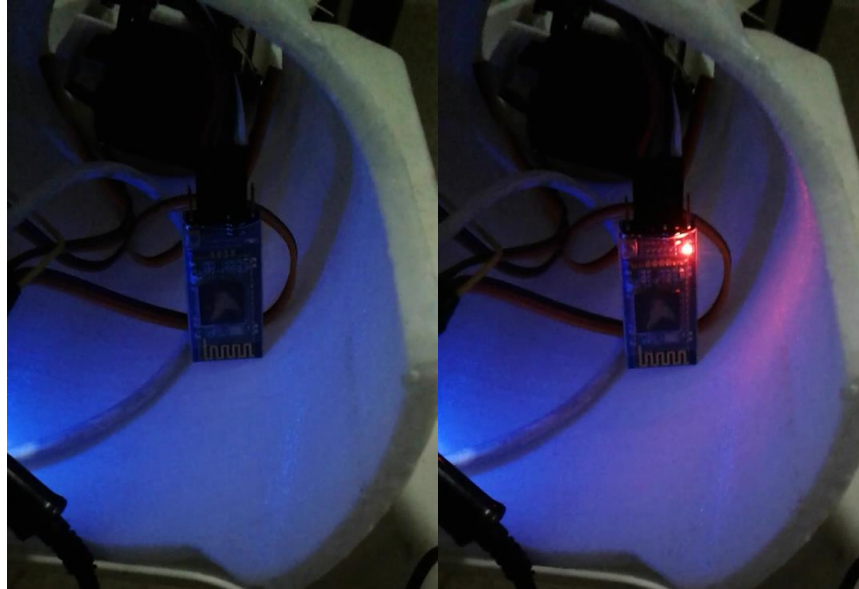


Figura 4.3. Módulo Bluetooth interno en la prótesis.

Luego la persona se debe colocar la diadema de modo que el sensor frontal ajuste correcta y cómodamente en la frente, en caso de presentar alguna incomodidad se puede reajustar el tamaño a conveniencia. Ya ajustado, se verifica que el aro para el oído permanezca atrás de la oreja izquierda y finalmente se agarra la pequeña pinza GND del dispositivo a la oreja asegurándose que ambos lados de ella hagan contacto con ésta (Ver Figura 4.4).



Figura 4.4. Dispositivo Neurosky colocado correctamente en la cabeza.

Ahora se comprueba que el brazo del sensor mantenga un contacto estable y firme con la frente de la persona, de modo que el Neurosky pueda realizar una obtención más adecuada y precisa de las señales neuronales, tal y como se muestra en la Figura 4.5. Durante su uso, si en algún momento no se reciben señales, volver a ajustar la diadema de modo que no pierda contacto en ningún momento con la piel y se mantenga estable en la cabeza.



Figura 4.5. Sensor Frontal haciendo contacto con la frente de la persona.

Luego de esto, ya con el ajuste correcto del Neurosky en la persona, se parte a la adaptación de la prótesis, para esto se debe colocar con mucho cuidado el extremo más grande del aparato ortopédico de manera que la abertura encaje sin problemas en el muñón, evitando contactos adicionales con el cable de la extensión, y verificando que quede completamente sujeta. En caso de no quedar correctamente agarrada, se debe ajustar a conveniencia hasta permanecer fijo.

Una vez colocada la prótesis en el muñón, se asegura que la persona no tenga ningún tipo de incomodidad que pueda provocar dolores o heridas, de manera que pueda manejarla de manera fluida y sin dificultad, tal y como se muestra en la Figura 4.6.



Figura 4.6. Prótesis implantada en la persona con la amputación.

Finalmente se procede a la prueba de los movimientos en base a las órdenes neuronales que emita el dispositivo Neurosky; hecho esto, la persona es capaz de abrir y cerrar la mano de la prótesis, así como de agarrar pequeños objetos de acuerdo a su grado de concentración (Ver Figura 4.7). Acabada la prueba de la prótesis, la persona procede a retirarla cuidadosamente y desconectarla de la fuente de voltaje, inmediatamente debe quitarse la diadema Neurosky y apagar dicho dispositivo deslizando el interruptor hacia “OFF”.



Figura 4.7. Accionamiento de la prótesis mediante señales neuronales.

CAPÍTULO 5

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Se logró construir exitosamente la prótesis completa del antebrazo y mano derecha con material 3D y realizar la conexión inalámbrica con el dispositivo Neurosky.
- En este Proyecto se utilizó un voluntario con una amputación en su brazo derecho a fin de poder ajustar a su medida el tamaño y las dimensiones de la prótesis.
- El proyecto tal y como fue elaborado se lo ha diseñado con la finalidad de que el individuo amputado que porte la prótesis pueda ejecutar la acción de abrir y cerrar la mano, de modo que le permita agarrar objetos ordinarios de mediano tamaño y peso.
- Para el accionamiento de la prótesis se necesitó únicamente del parámetro de Atención y no el de Meditación debido a que la concentración de la persona es un estado más factible de lograr.
- El uso de señales neuronales para el movimiento independiente de cada uno de los dedos no es factible con el dispositivo Neurosky, ya que la persona debe tener un ritmo de concentración constante y elevado, junto con una respuesta neuronal muy activa.
- Para mejorar la movilidad de los dedos y la fuerza de agarre hacia los objetos se necesitó agregar 1 servomotor más de los que se tenía pensado utilizar inicialmente (2 servomotores).
- Se requirió el uso de un Hub USB debido a que los servomotores y el hardware Arduino necesitaban energizarse de forma independiente cada uno, por lo que una sola conexión USB a un adaptador AC no provee la suficiente corriente.
- Fue necesario únicamente un solo electrodo proveniente del dispositivo Neurosky para la adquisición de las señales neuronales.

Recomendaciones

- No energizar los servomotores internos con el hardware Arduino debido a que la insuficiencia de corriente proveniente de este último no permite el funcionamiento correcto de los servomotores, por lo cual se debe realizar una conexión a parte por medio de un adaptador AC.
- Se deben hacer varias pruebas con la densidad del elemento flexible que articula los dedos de la mano al momento de la impresión de tal modo que se pueda encontrar el punto exacto en que los servomotores no tengan dificultad en halar las falanges sin que la consistencia de las articulaciones genere problemas.
- Mientras más servomotores se usen para controlar los dedos, menos posibilidades habrá de que estos elementos puedan sufrir algún daño al no verse forzados a realizar mayor torque por la cantidad de dedos, de esta manera si se usara un servo por cada dedo sería más preciso y certero el agarre de los objetos.
- Para el sistema de alimentación como trabajo a futuro es recomendable usar un sistema de cargador portátil de celular con carga suficiente para alimentar la prótesis así esta se podría desplazar y usar sin necesidad de estar dependiendo de una conexión alámbrica, de esta manera el individuo amputado puede usar la prótesis para sus actividades cotidianas que involucren abrir y cerrar la mano.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ultimahora, «ultimahora,» EDITORIAL EL PAIS S.A., 07 Agosto 2017. [En línea]. Available: <https://www.ultimahora.com/amputados-accidentes-transito-soportan-mas-secuelas-sicologicas-n1100709.html>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [2] A. Indemnización, «jlcasajuana.abogados,» Abogados Indemnización, 2017. [En línea]. Available: <http://abogadosindemnizacion.es/amputacion-por-accidente-de-trabajo/>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [3] gangrena, «gangrena,» [En línea]. Available: <http://gangrena.net/amputacion/>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [4] d. e. F. Por Saul Morris, «Amputee Coalition,» nonprofit organization, 18 Septiembre 2008. [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-psychological-aspects/>. [Último acceso: 14 Diciembre 14].
- [5] Protésica, «Protésica,» Protésica S.A.S, 2015. [En línea]. Available: <http://protesica.com.co/ajuste-de-protesis-ortopedica/>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [6] D. CANO, «Salud180,» [En línea]. Available: <https://www.salud180.com/beneficios-de-las-protesis>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [7] J. García, «incluyeme.com,» Incluyeme.com Inc 2013-2019, 03 Abril 2017. [En línea]. Available: <https://www.incluyeme.com/protesis-3d-para-personas-con-discapacidad/>. [Último acceso: 14 Diciembre 2018].
- [8] K. M. P, «Tecnológico de Costa Rica,» Tecnológico de Costa Rica, 18 Septiembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.tec.ac.cr/noticias/protesis-mas-economicas-son-desarrolladas-impresion-3d>. [Último acceso: 15 Diciembre 2018].
- [9] E. Singer, «MIT Technology Review,» Opinno, 29 Octubre 2010. [En línea]. Available: <https://www.technologyreview.es/s/1523/unas-protesis-roboticas-que-se-conectan-al-cerebro>. [Último acceso: 15 Diciembre 2018].
- [10] B. Hugo, B. Roberto, K. Chulde y A. Lema, «researchgate,» Junio 2017. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/318284221_Procesamiento_de_Senales_Mioelectricas_para_Control_de_una_Protesis_Robotica. [Último acceso: 15 Diciembre 2018].

- [11] «Jens Müller Orthopedic profesional consulting S.L.» CMS Wordpress, [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-estatica/>. [Último acceso: 16 Diciembre 2018].
- [12] R. UNAM, «Universidad Nacional Autonoma de Mexico,» [En línea]. Available: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2a.htm>. [Último acceso: 16 Diciembre 2018].
- [13] f. a. h. garcia, «Prezi,» 26 Agosto 2015. [En línea]. Available: <https://prezi.com/6jjlaa9hnuq9/protesis-neumatica/>. [Último acceso: 16 Diciembre 2018].
- [14] «Jens Müller Orthopedic profesional consulting S.L.» CMS Wordpress, [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mecanicas-e-hibridas/>. [Último acceso: 16 Diciembre 2018].
- [15] «Acosta Ortopedia Técnica,» [En línea]. Available: <http://www.acortec.es/ilimb-revolucion.html>. [Último acceso: 16 Diciembre 2018].
- [16] «ottobock,» [En línea]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/>. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [17] «ottobock,» [En línea]. Available: <https://www.ottobock.com.co/prosthetics/products-from-a-to-z/michelangelo-hand/>. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [18] «bebionic,» [En línea]. Available: http://bebionic.com/the_hand/features/. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [19] «American Orthopaedic Foot & Ankle Society,» [En línea]. Available: <http://legacy.aofas.org/footcaremd/Pages/footcaremd.aspx>. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [20] A. Forssmann, «National Geographic,» 21 Junio 2017. [En línea]. Available: https://www.nationalgeographic.com.es/historia/actualidad/sofisticacion-antiguo-egipto-una-protesis-hace-3000-anos_11639. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [21] S. Vélez, «Prezi,» 13 Noviembre 2013. [En línea]. Available: <https://prezi.com/njevkn4dzwoj/evolucion-de-las-protesis/>. [Último acceso: 18 Diciembre 2018].
- [22] «Biblioteca Academia Nacioanl de Medicina Buenos Aires,» [En línea]. Available: <http://www.biblioteca.anm.edu.ar/pare.htm>. [Último acceso: 17 Diciembre 2018].
- [23] «Audifon Centros Auditivos,» [En línea]. Available: <https://www.audifon.es/glosario-audifon-protesis-auditiva>. [Último acceso: 18 Diciembre 2018].

- [24] D. P. B. Troncoso, «Fundación Española del Corazón,» [En línea]. Available: <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/tratamientos/protesis-valvulares.html>. [Último acceso: 18 Diciembre 2018].
- [25] «Marpedental Clínica Dental Los Remedios,» Marpedental S.L., [En línea]. Available: <http://marpedental.com/tratam/protesis/>. [Último acceso: 18 Diciembre 2018].
- [26] E. p. Comunicación, «thuya,» 03 Junio 2016. [En línea]. Available: <http://www.thuya.com/escuela/thuyablog/1121-maquillaje-de-fx-las-protesis-en-el-cine#.XGbLKehKhPZ>. [Último acceso: 19 Diciembre 2018].
- [27] C. G. D. A. Garza, «Portal Odontologos,» 30 Mayo 2017. [En línea]. Available: <https://www.odontologos.mx/odontologos/publicaciones/publicaciones.php?id=105>. [Último acceso: 19 Diciembre 2018].
- [28] HOLA.COM, «HOLA.COM,» 16 Junio 2010. [En línea]. Available: <https://www.hola.com/salud/enciclopedia-salud/2010061645500/mujer/otros/las-protesis-mamarias/>. [Último acceso: 19 Diciembre 2018].
- [29] «Protésica,» 2015. [En línea]. Available: <http://protesica.com.co/ajuste-de-protesis-ortopedica/>. [Último acceso: 19 Diciembre 2018].
- [30] «impresoras3d.com everything to create,» 1 Enero 2010. [En línea]. Available: <https://www.impresoras3d.com/el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas/>. [Último acceso: 21 Diciembre 2018].
- [31] «Autodesk,» [En línea]. Available: <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/3d-printing>. [Último acceso: 21 Diciembre 2018].
- [32] «Tecnología & Informática,» [En línea]. Available: <https://tecnologia-informatica.com/impresoras-3d-que-son-como-funcionan-impresion-3d/>. [Último acceso: 21 Diciembre 2018].
- [33] L. M. Sherman, «PlasticsTechnology,» [En línea]. Available: <https://web.archive.org/web/20100123144538/http://www.ptonline.com/articles/200408cu3.html>. [Último acceso: 22 Diciembre 2018].
- [34] «ARDUINO,» [En línea]. Available: <https://arduino.cl/que-es-arduino/>. [Último acceso: 22 Diciembre 2018].
- [35] RACSO, «Arduino UTFSM,» 21 Mayo 2014. [En línea]. Available: <http://www.arduino.utfsm.cl/modulacion-por-ancho-de-pulso-pwm/>. [Último acceso: 22 Diciembre 2018].

- [36] A. G. González, «PANAMAHITEK,» 2016. [En línea]. Available: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>. [Último acceso: 23 Diciembre 2018].
- [37] Arduino, «Arduino Micro,» [En línea]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1685581.pdf>. [Último acceso: 23 Diciembre 2018].
- [38] Itead Studio, «electronicaestudio,» [En línea]. Available: <http://www.electronicaestudio.com/docs/istd016A.pdf>. [Último acceso: 24 Diciembre 2018].
- [39] «electronicoscaldas,» [En línea]. Available: https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf. [Último acceso: 24 Diciembre 2018].

ANEXOS

Anexo 1



Figura 1. Voluntario con amputación en su brazo.

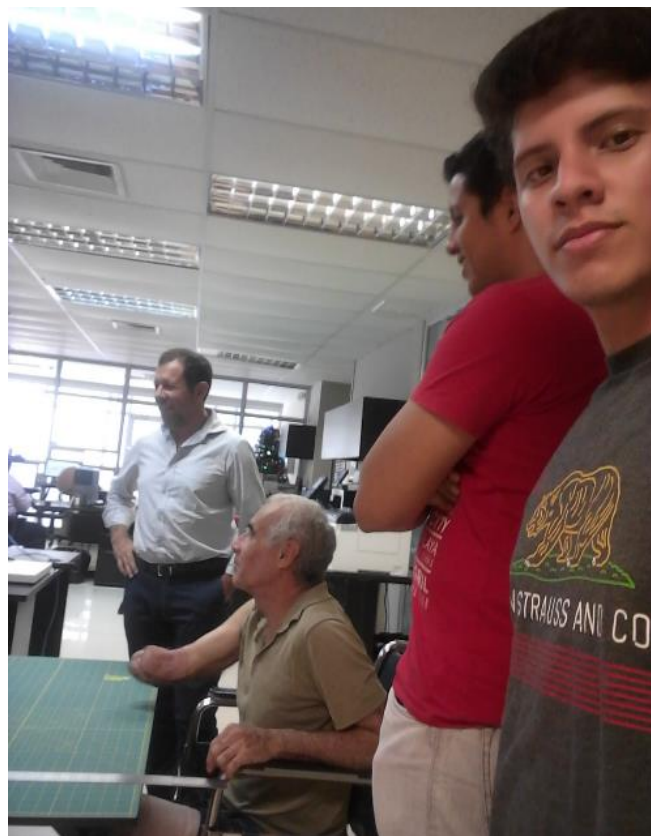


Figura 2. Medición del muñón del voluntario para ajuste de la prótesis.

Anexo 2

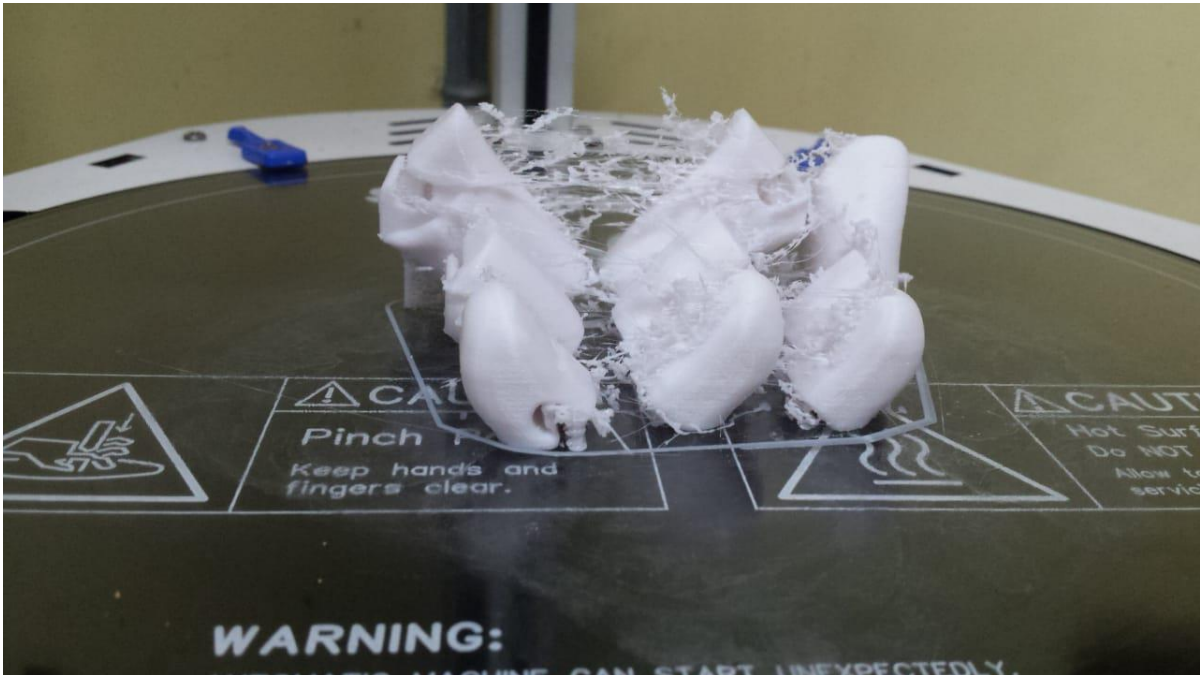


Figura 3. Falanges impresas en 3D.

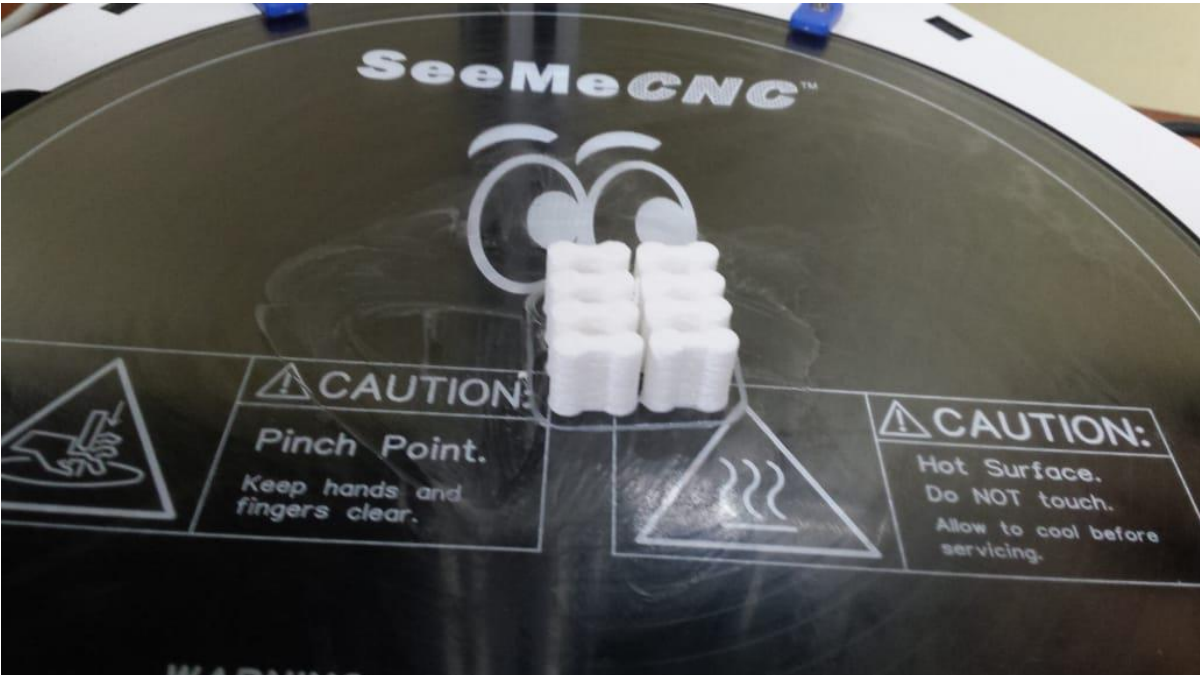


Figura 4. Articulaciones impresas en 3D.

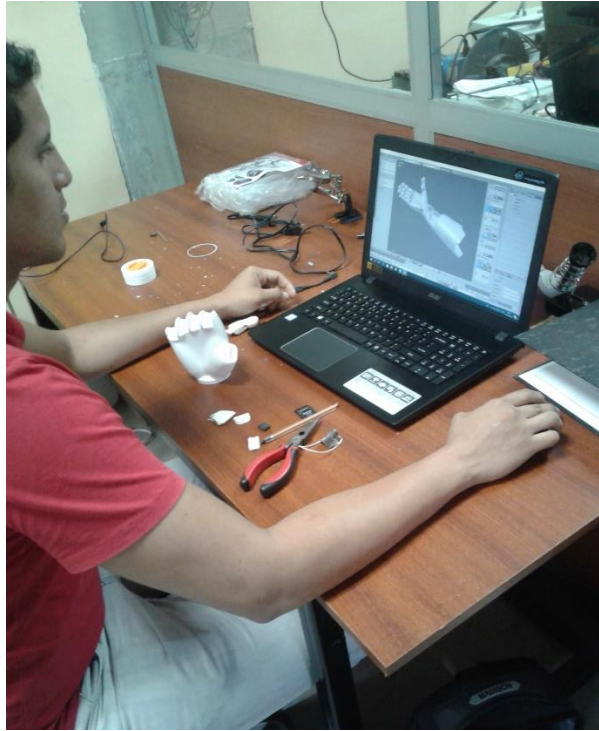


Figura 5. Ajuste de parámetros en Blender previo a la impresión del antebrazo.

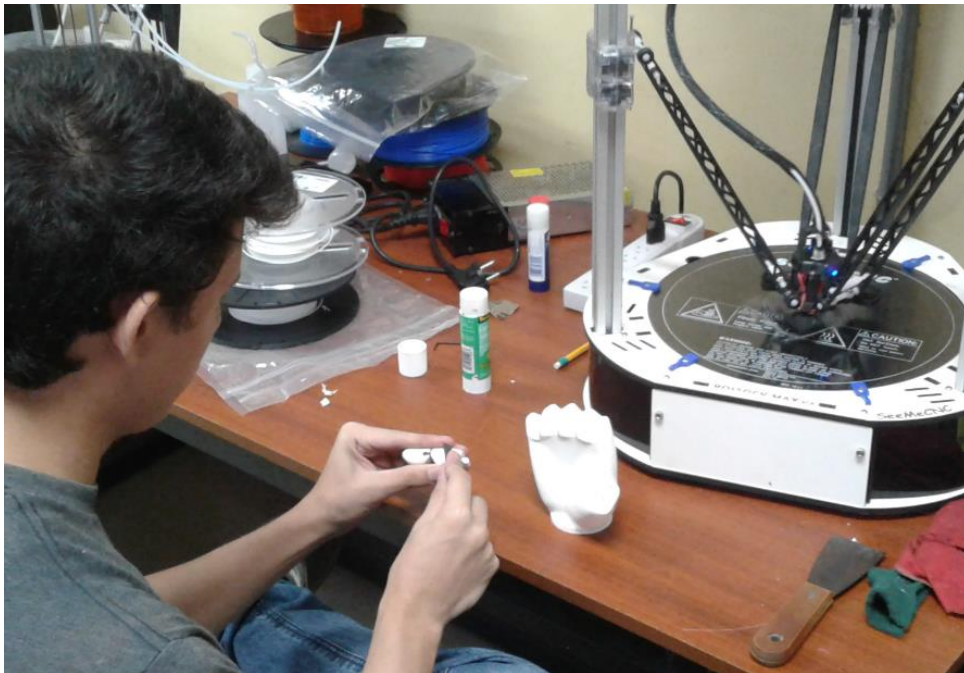


Figura 6. Colocación de elementos flexibles en las falanges de la mano impresa.

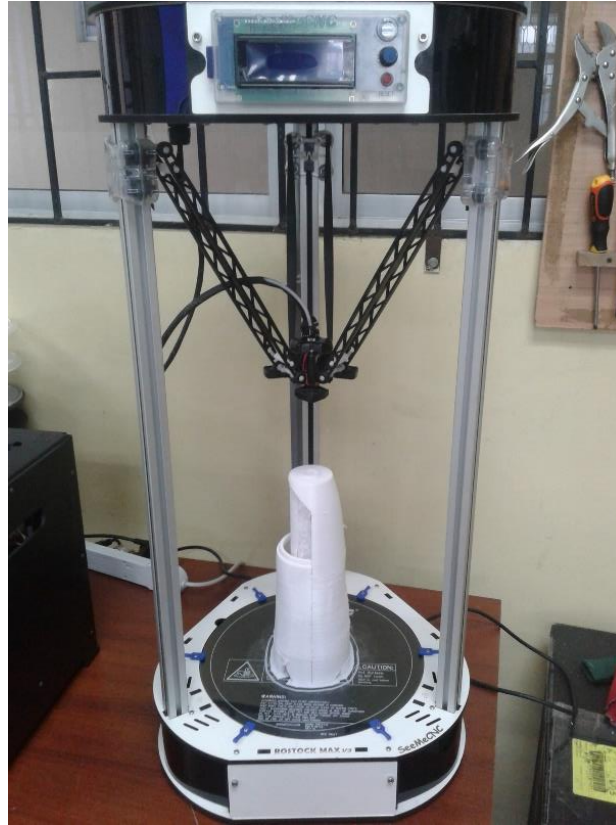


Figura 7. Antebrazo completo impreso en 3D.

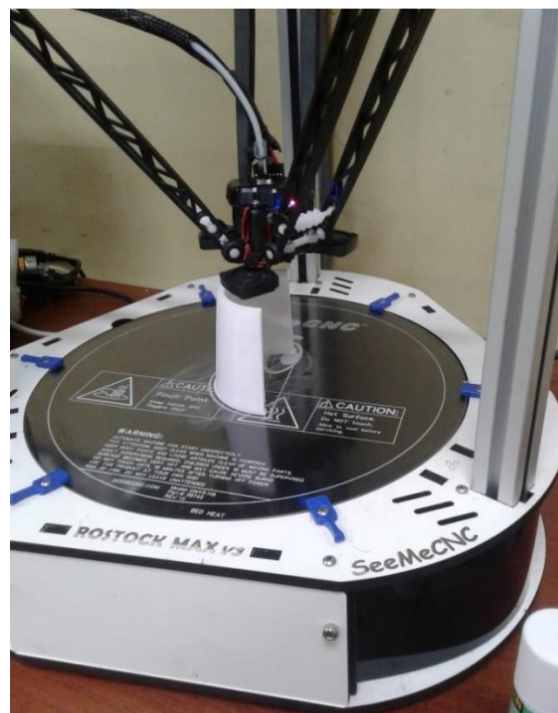


Figura 8. Tapa del antebrazo al momento de su impresión.

Anexo 3



Figura 9. Eliminación de material de soporte en el antebrazo impreso.