

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRASNHUMERAL PARA PACIENTES
AMPUTADOS CON DESARTICULACIÓN DE CODO**

**ALEXANDRA BEATRIZ NADER THORRENS
RAFAEL DAVID ORTEGA BERRIO**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA**

2022

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRANSHUMERAL PARA PACIENTES
AMPUTADOS CON DESARTICULACIÓN DE CODO**

**ALEXANDRA BEATRIZ NADER THORRENS
RAFAEL DAVID ORTEGA BERRIO**

**Trabajo de grado presentado para optar al título de
Ingeniero Mecatrónica**

**ASESORES DISCIPLINARES:
ING. CARLOS DIAZ SAENZ, MSc.
ING. PABLO BONAVERI, PhD.**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA**

2022

Nota de aceptación

Firma del jurado 1

Firma del jurado 2

DEDICATORIA

En primer lugar queremos agradecerle a Dios por darnos la sabiduría y discernimiento para hacer realidad este objetivo, por respaldarnos y estar con nosotros en cada paso del proceso, a nuestra familia por su apoyo incondicional y el amor que nos han brindado, a nuestros profesores por su paciencia y entrega, ellos iniciaron este sueño con nosotros y a través de sus enseñanzas reforzamos cada aprendizaje y conocimiento obtenido, por último pero más importante al señor Diofanel Tapia por permitirnos trabajar con él y realizarle este dispositivo.

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS.....	7
LISTA DE TABLAS.....	9
LISTA DE ECUACIONES.....	10
GLOSARIO.....	11
RESUMEN.....	12
ABSTRACT.....	12
INTRODUCCIÓN.....	13
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	15
1.1. ANTECEDENTES.....	15
1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	16
1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE.....	17
2. OBJETIVOS.....	18
2.1. OBJETIVO GENERAL.....	18
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3. MARCO DE REFERENCIA.....	19
3.1. ESTADO DEL ARTE.....	19
3.2. MARCO TEÓRICO.....	22
3.2.1 Anatomía del brazo y articulación.....	22
3.2.2 Sistema ligamentoso del codo.....	24
3.2.3 Movimientos del brazo.....	25
3.2.4 Cinemática.....	26
3.2.5 Señales EMG.....	31
4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO.....	34
4.1. METODOLOGÍA.....	34
4.2. TIPO DE ESTUDIO.....	36
4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO.....	36
5. PRESUPUESTO.....	37
5.1. PRESUPUESTO GENERAL.....	38
5.2. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO.....	38
5.3. CONSULTORÍA ESPECIALIZADA.....	39
5.4. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS.....	40
6. VALORACIÓN ANTROPOMÉTRICA.....	42
6.1 Datos antropométricos.....	44

6.2 PESO DEL MIEMBRO AMPUTADO	45
7. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	46
7.1. DISEÑO DEL PROTOTIPO	46
7.2. DISEÑO DISPOSITIVO FINAL	48
7.2.1 Falange distal-media	51
7.2.2 Falange proximal	51
7.2.3 Metacarpos	52
7.2.4 Muñeca	53
7.2.5 Antebrazo.....	53
7.2.6 Codo interno	54
7.2.7 Codo externo	55
7.2.8 Soporte	55
7.3 MATERIALES	56
7.3.1 Myoware	56
7.3.2 Arduino nano every	57
7.3.3 Servomotor MG996	58
7.3.4 Cargador de baterías TP4056	59
7.3.5 Elevador de voltaje MT3608	60
7.3.6 Led shield	60
7.3.7 Impresora 3d artillery x2.....	61
7.3.8 Batería Ion de litio 18650/ 3,7v/ 2,5a	61
7.4 CIRCUITO ELECTRÓNICO DEL SISTEMA.....	61
7.5 CÁLCULOS TEÓRICOS DEL FUNCIONAMIENTO DE LA BATERÍA	63
7.6 Calculo energético total del consumo de los elementos presentes en el circuito	64
7.7 DESARROLLO ESTÁTICO DEL BRAZO Y ANÁLISIS DE FUERZAS ...	67
7.8 RECOLECCIÓN DE DATOS.....	69
7.8.1 Muestra poblacional	69
7.9 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	70
7.9.1 Análisis de las pruebas realizadas por el prototipo.....	76
7.9.2 Análisis de las pruebas realizadas por el dispositivo final	80
7.10 MANUAL DE USUARIO	84
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	84
BIBLIOGRAFÍA.....	86

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Diagrama de la articulación del hombro humano [16]	22
Figura 2. Sección transversal de la articulación del hombro [18]	23
Figura 3. Funciones del hueso del brazo superior [21]	24
Figura 4. Cinemática del brazo [23].....	27
Figura 5. Cinemática directa de un brazo (Propia autoría)	28
Figura 6. DH [26]	29
Figura 7. flexo extensión de un codo [27].....	30
Figura 8. supinación y pronación del codo [28].....	30
Figura 9. Señales EMG [29].....	31
Figura 10. Posicion de los electrodos (Propia autoría)	33
Figura 11. Diagrama de flujo del proyecto. (Propia autoría)	34
Figura 12. Medición del brazo. (Propia autoría)	43
Figura 13. Medición de la mano. [39]	43
Figura 14. Contribución corporal del cuerpo al peso total [39]	45
Figura 15 Vista frontal y superior del prototipo (propia autoría).	46
Figura 16. Dimensiones del antebrazo (Propia autoría)	47
Figura 17. Dimensiones de pieza ajustable (Propia autoría).....	47
Figura 18 Dimensiones de la pinza (Propia autoría).....	48
Figura 19. Diseño de prótesis transhumeral e-nable [38].....	49
Figura 20 Prótesis transradiales y de mano por la empresa e-nable [39].....	50
Figura 21 Diseño final (propia autoría)	50
Figura 22. Vista frontal y superior de la falange distal-media.....	51
Figura 23. Vista frontal y superior del falange proximal.....	52
Figura 24. Vista frontal y superior de metacarpos.....	52
Figura 25. Vista frontal y superior de la muñeca. (Propia autoría)	53
Figura 26. Vista frontal y superior del antebrazoPropia autoría)	54
Figura 27. Vista frontal del codo interno (Propia autoría)	55
Figura 28. Vista frontal del codo externo. (Propia autoría)	55
Figura 29. Vista frontal del soporte(Propia autoría)	56
Figura 30. Ubicación de electrodos en el muñon (Propia autoría)	57
Figura 31. Arduino nano every.....	58
Figura 32. Servomotor [38]	59
Figura 33 Módulo TP4056 (Propia autoría)	59
Figura 34 MT3608 conexión de entrada de voltaje (Propia autoría)	60
Figura 35. Leds shield myoware (propia autoría)	60
Figura 36. Impresora 3D trabajando (Propia autoría)	61
Figura 37. Baterías (Propia autoría)	61
Figura 38 Circuito electrónico del sistema por secciones. (Propia autoría)	63
Figura 39Circuito de la batería y el integrado TP4056(Propia autoría).....	63
Figura 40 Circuito con nodo y registro de corrientes. (Propia autoría).....	65
Figura 41. Diagrama de cuerpo libre	67
Figura 42 Tensión del dedo (propia autoría)	71
Figura 43. Desplazamiento del dedo (propia autoría).....	71

Figura 44. Deformación unitaria del dedo (propia autoría)	72
Figura 45. Tensión de la falange proximal (propia autoría)	72
Figura 46. Desplazamiento de la falange proximal (propia autoría)	73
Figura 47. Deformación unitaria de la falange proximal (propia autoría)	73
Figura 48. Tensión del codo interno (propia autoría)	74
Figura 49. Desplazamiento del codo interno (propia autoría).....	74
Figura 50. Deformación unitaria del codo interno. (propia autoría).....	75
Figura 51. Tensión del codo externo. (propia autoría)	75
Figura 52. Desplazamiento del codo externo (propia autoría).....	76
Figura 53. Deformación unitaria del codo externo (propia autoría)	76
Figura 54. Mano con ensamblaje completo (propia autoría)	77
Figura 55. Parte de la electrónica ubicada en el interior del brazo (propia autoría)	78
Figura 56. Ensamble completo del codo (propia autoría).....	78
Figura 57. Diente de soporte al engranaje (propia autoría).....	79
Figura 58. Engranaje principal (propia autoría).....	79
Figura 59. Soporte completo. (propia autoría)	80
Figura 60. Soporte del muñón. (propia autoría)	80
Figura 61 monitor serie sin actividad muscular (propia autoría).....	81
Figura 62 Gráfica en Serial plotter sin actividad muscular (propia autoría)	82
Figura 63 Monitor serial con actividad muscular (propia autoría).....	82
Figura 64 Gráfica con serial plotter con actividad muscular (propia autoría).....	83
Figura 65. Agarre de la mano. (propia autoría)	83
Figura 66. Peso de la prótesis desarrollada (propia autoría).....	84

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Presupuesto general.....	38
Tabla 2. Costo personal científico.....	39
Tabla 3. Costo personal de apoyo.....	39
Tabla 4. Costo consultoría especializada.....	39
Tabla 5. Costo materiales e insumos.....	40
Tabla 6. Costo trabajo de campo.....	41
Tabla 7. Costo equipos usados.....	42
Tabla 8. Longitudes de la mano.....	44
Tabla 9. Datos de entrada.....	68

LISTA DE ECUACIONES

$\%amputado = 0.7\% + 1.6\% = 2.3\%$ Ecuación 1	45
$\%amputacion * peso\ actual\ del\ paciente = Peso\ del\ miembro\ amputado$ Ecuación 2	45
$PB = I * V$ Ecuación 3	64
$PB = 2,6Ah * 3.7v$ Ecuación 4.....	64
$PI = I * V$ Ecuación 5.....	64
$T = PBPI$ Ecuación 6	64
$i1 = i2 + i3$ Ecuación 7	65
$i3 = i4 + i5$ Ecuación 8	65
$i5 = i6 + i7$ Ecuación 9	66
$i7 = i8 + i$ Ecuación 10.....	66
$ic = i1 - i$ Ecuación 11	66
$Fx = -AX + PX = 0$ Ecuación 12.....	67
$Fy = -Ay + Py - F = 0$ Ecuación 13	68
$PYd_1\cos(180-\alpha) + PXd_1\sen(180-\alpha) - F(d_2 + d_1\cos(180-\alpha)) = 0$ Ecuación 14.....	68
$PY = PX \tan(\alpha - 90)$ Ecuación 15.....	68
$Py = Fd_2 + Fd_2\cos(180 - \alpha)d_1\cos180 - \alpha + d_1\cos180 - \alpha \tan \alpha - 90$ Ecuación 16	68
$Ay = F - Fd_2 + Fd_2\cos(180 - \alpha)d_1\cos180 - \alpha + d_1\cos180 - \alpha \tan \alpha - 90$ Ecuación 17	68
$Px = Fd_2 + Fd_2\cos(180 - \alpha)d_1\cos180 - \alpha + d_1\cos180 - \alpha \tan \alpha - 90 \tan \alpha - 90$ Ecuación 18.....	68

GLOSARIO

Myoware: Sensor que identifica la actividad muscular para controlar diferentes dispositivos electrónicos, como motores, luces, Etc.

Este sensor es compatible con arduino.

Sensor: Es un dispositivo que detecta el cambio en el entorno y responde a alguna salida en el otro sistema.

Antropometría: Estudio de la constitución del cuerpo con sus respectivas medidas en la distribución del peso.

Metacarpo: Parte del esqueleto de la mano compuesto por cinco huesos en la palma de la mano.

Electrodos: Son dispositivos que llevan las señales musculares, cerebrales o las señales de otras partes del cuerpo, máquinas de registro para generar control o ayudar a diagnosticar situaciones de salud.

Deformación: Cambio de tamaño o forma de un cuerpo a causa de tensiones producidas por una o más fuerzas sobre el cuerpo.

RESUMEN

Se construyó una prótesis transhumeral de miembro superior izquierdo para una persona con amputación y desarticulación del codo, cuyo diseño fue realizado a la medida del paciente, con el objetivo de brindar una mejor calidad de vida.

Este dispositivo exhibía características mecánicas de tal forma que, fuese posible verlas reflejadas en la muñeca y el accionamiento del codo con un juego de engranajes que le permitió hacer movimientos de flexión y extensión. Asimismo, fue desarrollado con características electrónicas que le permitieron a la prótesis hacer apertura y cierre de la mano a través de señales mioeléctricas, las cuales fueron captadas por el sensor myoware, un microcontrolador arduino nano para el procesamiento de dichas señales y un servomotor para el movimiento de la mano. Es preciso resaltar que esta prótesis lleva consigo una programación ejecutada en el software Arduino IDE y su estructura física fue realizada en una impresora 3D con el material PLA+.

Palabras claves: Prótesis mioeléctrica, electromiografía, sensor EMG, prótesis transhumeral.

ABSTRACT

A left upper limb transhumeral prosthesis was built for a person with amputation and elbow disarticulation, whose design was tailored to the patient, with the aim of providing a better quality of life.

This device had mechanical characteristics which are reflected in the wrist and elbow with a set of gears that allowed it to make flexion and extension movements; In the same way, it was developed with electronic characteristics that allowed the prosthesis to open and close the hand through myoelectric signals which were captured by the myoware sensor, an arduino nano microcontroller for the processing of said signals and a servo motor for movement, it should be noted that it is accompanied by programming carried out in the Arduino IDE software.

The physical structure of the arm was made on a 3D printer with the PLA+ material.

Keywords: Myoelectric prosthesis, electromyography, EMG sensor, transhumeral prosthesis.

INTRODUCCIÓN

La ausencia de extremidades corporales generada por distintos factores en donde es necesario amputar la parte afectada causa grandes consecuencias como la reducción de la funcionalidad, al mismo tiempo genera una pérdida de funciones básicas que se puede ver reflejada en la manipulación de diferentes objetos como también, origina grandes problemas psicológicos debido al cambio de apariencia, lo que trae como resultado una disminución de seguridad en las personas e inconformidad consigo mismo.

Darle solución a este inconveniente, impulsa que múltiples investigadores trabajen en ofrecer un sistema que permita reemplazar ese miembro ausente. Así pues, es necesario implementar un diseño apropiado de la prótesis, en la medida que replique de la mejor manera al miembro amputado.

Existe una gran variedad de prótesis en el mercado, entre ellas: mecánicas, estéticas y mioeléctricas. Una de las tantas proyectos para la realización de la prótesis indica que es necesario realizar una etapa de acondicionamiento de señal, la cual consta de un amplificador de instrumentación y un filtro pasabanda de octavo grado, a continuación, la señal adquirida por los 6 músculos filtrada y amplificada, pasa por un conversor análogo digital para ser comunicada vía USB a un computador. (Álzate Arias Nicolas. 2018. Control mioeléctrico de una prótesis de miembro superior – Mano. Universidad militar nueva granada)

Entre las prótesis realizadas recientemente se evidencia que cuentan con señales mioeléctricas como medio para controlar cada uno de los movimientos de la prótesis, como consecuencia estas señales que se encuentran en el músculo pueden ser captadas y replicadas en una acción, lo que trae consigo que cada

movimiento muscular esté seguido de un movimiento en la prótesis, por lo tanto, es un modelo natural de control.

La construcción de esta prótesis requiere un estudio de las señales musculares, debido a que las intensidades en las señales son diferentes en cada punto del músculo, por esta razón requiere una serie de mediciones y pruebas para obtener el mejor resultado posible, teniendo en cuenta que la inactividad del músculo produce una disminución en el comportamiento de las señales provocando que estas no puedan cumplir el objetivo deseado.

Este proyecto se encamino al desarrollo de una prótesis de miembro superior con desarticulación de codo, el cual replica las acciones de apertura y cierre de la mano mediante las señales musculares tomadas del miembro amputado, permitiéndole ubicar la prótesis en una posición deseada mediante movimientos de tipo mecánico.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En este capítulo, se señalan los antecedentes de la prótesis que ya fueron realizadas y expuestas en el mercado, esto con el fin de dar a conocer la nueva propuesta planteada en el proyecto; cuya información se encuentra sustentada a través de las estadísticas de los censos que realiza el gobierno colombiano, identificando los principales problemas y formulando una pregunta estratégica que le da solución al inconveniente planteado.

1.1. ANTECEDENTES

Las prótesis son un factor determinante en la vida de las personas con ausencia de miembros, a través de ellas estas personas pueden realizar sus actividades de la vida cotidiana sin ningún inconveniente, es decir, mejoran la calidad de vida de estas personas. Desde la época de los faraones se evidencia la necesidad que presenta el ser humano para reemplazar la parte de su cuerpo que ya no se encuentra, desde entonces se han venido desarrollando un sin número prótesis con el mismo objetivo. En la Universidad Autónoma del Caribe se han desarrollado diferentes tipos prótesis como:

- Prótesis controladas por señales mioeléctricas, teniendo en cuenta aspectos funcionales, estéticos y económicos, con el objetivo de brindar una mejor calidad de vida a las personas que han sido sometidas a cirugía de amputación. Se han utilizado tecnologías como la impresión 3D, placas MyoWare y microcontrolador Arduino nano. (Bula Oscar Javier, Álvarez Diego Armando Serrano. 2017. Prótesis biónica de mano controlada por señales mioeléctricas para pacientes con amputación transradial. Programa de ingeniería mecatrónica.)
- Una pierna protésica, desarrollada para reemplazar un miembro amputado (pie), tiene una articulación mecatrónica con tres grados de libertad, controlada por el sistema nervioso del paciente. Su funcionalidad se proporcionará mediante sensores en el cuerpo residual, batería, circuito

inteligente, actuador y sensor externo. **(Bonaveri Pablo. 2010. Mechatronic foot with three degrees of freedom. Programa de ingeniería mecatrónica)**

El objetivo es el desarrollo de una prótesis con las características antes planteadas, pero con diferente enfoque, el cual permite implementar el dispositivo en un paciente amputado.

1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Según el Registro para la Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad – RLCPD hay 1.298.738 Personas con Discapacidad identificadas y localizadas, según el registro oficial del Ministerio de Salud y Protección Social esta cifra equivale al 2,3% de la población total nacional. Dicha población se enfrenta a un desafío en cuanto al desarrollo de su proyecto de vida.

Para una persona que carece de una extremidad superior, una de las intenciones de la prescripción médica para la utilización de una prótesis es restaurar parte del funcionamiento en la extremidad afectada y que sirva de facilitadora de tareas cotidianas, de esta manera reducir el exceso de tareas realizadas por una misma extremidad.

Los censos y estudios de casos similares sobre el uso de prótesis se asocian con la pérdida de memoria muscular a largo plazo. [1]. Por lo tanto, estas prácticas se realizan en personas con una amputación de muy corta duración. [2], [3], [4]

El cuerpo humano necesita transmitir información a través de sus manifestaciones, permitiéndonos interactuar con el entorno. Al tener extremidades limitadas, están restringidos a vivir una vida normal. [5], [6]. Ante esta necesidad, existe una alternativa que contribuye a la ausencia de esta importante herramienta y estas son las prótesis, que brindan una nueva forma de interactuar con el entorno. [7]. Las prótesis radican sus orígenes en los años cincuenta [8] y actualmente se están trabajando para el “control mioeléctrico que involucra operaciones mioeléctricas en superficies, por sus siglas en inglés (EMG)”. Esto da la capacidad de captar señales musculares para crear movimientos y convertirlos en un elemento vital.

Tomando en cuenta este aspecto y el problema descrito anteriormente, se plantea el siguiente interrogante:

¿Cómo desarrollar una prótesis funcional para paciente con amputación y desarticulación de codo, que permita mejorar la calidad de vida de las personas?

1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE

Al pensar en personas con necesidades físicas especiales por ejemplo amputación por diversos motivos, nos es inevitable pensar en prótesis. Desde épocas antiguas la necesidad de implementar este sistema se ha presentado como un requerimiento básico para desempeñar las actividades del día a día, de hecho se ha visto su evolución a través de los tiempos, un ejemplo claro de esto son las prótesis mecánicas que estaban compuestas de materiales pesados y un gancho para la manipulación del entorno. Sin embargo, aunque todas estas prótesis se han venido desarrollando y el hecho de mejorarlas es cada vez más evidente, es más difícil que las personas adquieran esta herramienta debido a que entre más aumenta el nivel de tecnología más son los costos que se generan en el mercado, por lo tanto se hacen cada vez menos accesibles.

Es relevante rescatar la importancia que tienen las prótesis para las personas que se encuentran con esta discapacidad en el país, debido a que su voz no suele ser escuchada y es reflejada en el sistema de salud donde tienen que esperar varios meses para recibir este apoyo. Por este motivo la intención principal de este proyecto de grado fue aportar a la lucha contra la desigualdad donando esta prótesis. Se pretende recordar que las prótesis no solo son una herramienta para desempeñar tareas diarias, sino que son un medio en el que se le permite a la persona recuperar su autoestima e identificarse como un ser sin limitaciones físicas.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis funcional para paciente con amputación y desarticulación de codo.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar en una herramienta CAD una prótesis funcional para paciente con amputación y desarticulación de codo
- Construir una prótesis funcional para su implementación en paciente con amputación transhumeral (desarticulación de codo).
- Implementar la prótesis en paciente con amputación transhumeral para su validación técnica y funcional.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1. ESTADO DEL ARTE

Para el desarrollo de la prótesis se realiza una investigación preliminar de proyectos similares que, de alguna manera, contribuyen al resultado óptimo del dispositivo. Los resultados de la encuesta se presentan a continuación.

Dado que el sistema nervioso central (SNC) planifica y controla inconscientemente el movimiento humano entrenado convencionalmente, los mecanismos de control humano siguen siendo relativamente similares. Aunque es un tema interesante, por ejemplo, respecto a la mejora de prótesis o movimientos deportivos. Para obtener más información sobre el control del movimiento humano, use un sistema multicuerpo rígido para representar huesos y articulaciones y cree un problema de control óptimo (OCP) con el objetivo de minimizar la función de costo del biomotor físico. Los movimientos biomecánicos son causados por pares de articulaciones o por fuerzas musculares tipo Hill. Las diversas funciones de costo conocidas de la literatura se compararon con otra función de costo relacionada con el impacto en las juntas que involucran una fuerza limitada. Se utiliza un método transcripcional directo llamado DMOCC (Discrete Mechanics and Optimal Control for Restricted Systems) para resolver OCP, beneficiándose así de su formulación conservada.

- **Desarrollo del control mioeléctrico de una prótesis de miembro superior.** Para los amputados, las prótesis mecánicas o cosméticas no brindan la función suficiente para brindar un reemplazo aceptable de la extremidad perdida. Por ello, este trabajo de grado implementa el control electromecánico de la prótesis con la mano derecha, a través de señales musculares del antebrazo, de manera que ciertos movimientos y agarres solo se pueden realizar con la prótesis contrayendo ciertos músculos. Para perfeccionar este control, Nicolás Alzate Arias propone una etapa de acondicionamiento de la señal, que consta de un amplificador de instrumentación y un filtro pasabanda de octava, luego de lo cual la señal recibida por los seis músculos fue filtrada y amplificada, pasa por un

conversor analógico a digital para comunicarse vía USB con la computadora. Es necesario poder garantizar la frecuencia de muestreo, ya que, para realizar el análisis de frecuencia, los datos deben estar espaciados uniformemente en el tiempo para interpretar correctamente los datos obtenidos de la transformada rápida de Fourier. Después de introducir los datos en la computadora, realiza un análisis de frecuencia para encontrar patrones en algunas muestras y, a través de técnicas de inteligencia artificial, reconoce los patrones en la señal entrante y, por lo tanto, detecta aquellos en la señal entrante. Qué movimiento se realiza, interpreta las señales musculares. Una vez interpretada la información, es necesario enviar señales desde cada servomotor, a través de un circuito eléctrico, para hacer que las articulaciones se muevan y así reproducir el gesto en la mano protésica. [9]

- **El diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad:** Se presenta el proceso de diseño y el modelado detallado de una prótesis de 5 grados de libertad. Se presenta un análisis de la lógica y las consideraciones de diseño desde una perspectiva multidisciplinaria requerida para el desarrollo preciso de una prótesis manual biosensora. En primer lugar, se consideran aspectos básicos desde el punto de vista de la fisiología y biomecánica de la mano. Luego se realiza una implementación de la función de calidad para establecer el sistema con suficientes especificaciones de diseño para diseñar un dispositivo de esta naturaleza. Luego, se crean los modelos geométricos y matemáticos clave necesarios para desarrollar correctamente el diseño detallado. Finalmente, se discuten los aspectos de fabricación, montaje, costo, confiabilidad y seguridad que se deben tener en cuenta para obtener un diseño duradero de la restauración. Como resultado se obtiene un modelo de geometría antropométrica que define la geometría paramétrica de la prótesis; modelos de comportamiento dinámico y cinemático, respectivamente, útiles para simular el comportamiento de pinzas de tres

dígitos; y análisis de diseño factorial para promover el diseño detallado de prótesis [10].

- **Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres para la mano diestra uc-1:** Este documento presenta los siguientes pasos en el diseño y la fabricación de la prótesis para diestros UC1, suponiendo una estructura de tres dedos con tres grados de libertad. Después de probar el funcionamiento y el control de la prótesis en simulación, se diseña y construye un prototipo de dedo multipolar pequeño y compacto que se puede integrar fácilmente en la palma para formar una mano polimórfica. El dedo consta de cuatro falanges unidas por un sistema de accionamiento mecánico rígido a través de motores de corriente continua. Una vez autenticado el dedo, se realiza una prótesis de tres dedos, agregando un sensor Hall analógico y un sensor de fuerza para brindar sensibilidad en la mano, junto con un sistema de control, implementado en un procesador de señal digital y controlado por Labview. El objetivo era crear un primer prototipo que pudiera servir como una solución funcional para amputados y pudiera proporcionar diferentes agarres como agarres, cilindros, esferas, paneles laterales y ganchos. [11]

Los proyectos expuestos en los párrafos anteriores, muestran un resumen de cómo está compuesto su proyecto y la principales características que tienen, por ejemplo en el primer proyecto titulado Desarrollo del control mioeléctrico de una prótesis de miembro superior, proponen un sistema totalmente mioeléctrico donde se pueden captar las señales de 6 músculos para generar un prótesis que permite hacer gestos en las manos; el en segundo proyecto exponen la realización de una prótesis de mano con 5 grados de libertad, es decir, se pueden realizar 5 movimientos distintos y el último proyecto se expone el desarrollo de una mano pero solo con 3 dedos, con 3 grados de libertad a través de un sensor Hall y un sensor de fuerza. El proyecto expuesto a lo largo de este documento propone una prótesis transhumeral con características mecánicas que pueden ser evidenciadas en el codo y muñeca, también se pueden identificar características electrónicas presentes en la

apertura y cierre de la mano a treves de un sensor, 3 señales mioeléctricas captadas de músculos ubicados en el húmero y un servomotor,

3.2. MARCO TEÓRICO

En el desarrollo del marco teórico se encuentran las temáticas fundamentales para la elaboración de este proyecto de grado, se puede observar la anatomía que tiene un brazo, dando explicación a cada una de las partes, movimientos específicos del brazo, cinemática y dinámica, también se habla de los sensores que se utilizan para el desarrollo de la tesis.

3.2.1 Anatomía del brazo y articulación

La ciencia de las articulaciones o sinestesia estudia las articulaciones y las articulaciones se entienden como un conjunto de estructuras blandas y duras que conectan dos o más huesos.

Las articulaciones se clasifican según su movilidad en articulaciones móviles o movibles, articulaciones semimóviles o coxígeas, y articulaciones inmovilizadas o articuladas. [12]

Hombro

El complejo del hombro está formado por tres huesos, la escápula, la clavícula, el húmero, y cuatro articulaciones (figura 1): gleno-humeral (GH), acromioclavicular (AC), externo-clavicular (EC) y escapulotorácica (ET). La articulación (EC) es la única articulación que conecta el complejo del hombro con el esqueleto axial.

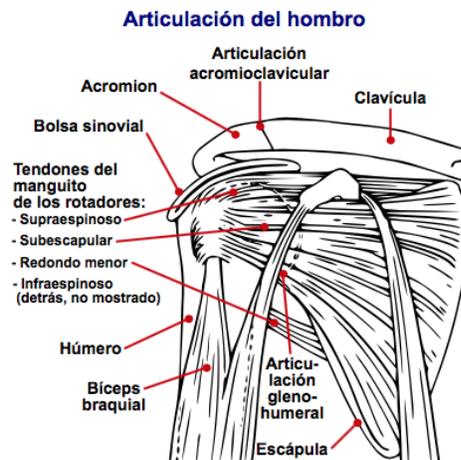


Figura 1 Diagrama de la articulación del hombro humano [13]

Articulación gleno-humeral

La articulación gleno-humeral (GH), a menudo es denominada simplemente articulación del hombro. Mecánicamente, esta articulación es una rótula con 3 grados de libertad de rotación. Está formada por una gran cabeza humeral y una pequeña cavidad glenoidea de la escápula y es la más móvil de cuerpo humano. [14] Las partes que componen esta articulación se evidencian en la figura 2.

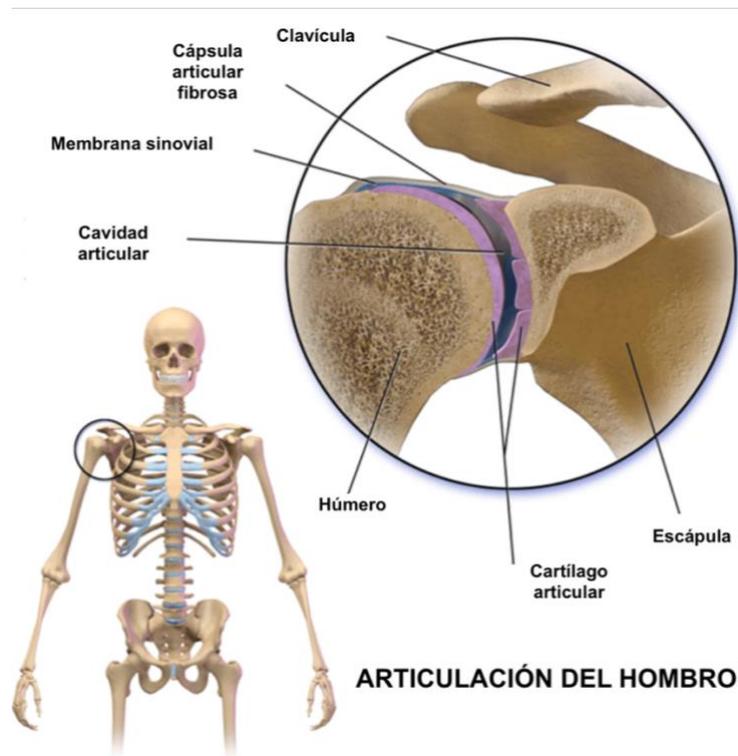


Figura 2. Sección transversal de la articulación del hombro [15]

Brazo

El tipo de articulación de diartrosis - sinovial y el rango uniaxial del brazo al antebrazo, compuesta por una articulación humero antebraquial, encargada de conectar las extremidades inferiores con las extremidades superiores del radio que permite la flexión y extensión; y la articulación radiocubital proximal, que son las responsables de la unión de la epífisis proximal del radio y cubito permitiendo la prono- supinación. [16]

El brazo está formado por tres huesos: el húmero y dos huesos del antebrazo (radio y cúbito)(figura 3.). El término "brazo roto" puede referirse a una fractura en uno de estos huesos [17]



Figura 3. Funciones del hueso del brazo superior [18]

3.2.2 Sistema ligamentoso del codo

- Ligamento lateral interno: controla la tensión en la articulación (durante la extensión completa). Consta de 3 arandelas: anterior (que fortalece el ligamento anular), medial (que se inserta en el húmero) y posterior (que se inserta en el olecranon del cúbito).
- Ligamento lateral externo: control de la tensión en varo de la articulación. Consta de 3 ligamentos: anterior, medial (ambos fortalecen el ligamento anular) y posterior (inserción en el olécranon).
- Ligamento anular: completa la función de la articulación radial-cubital proximal. Estabilizar la cabeza radial.
- Ligamento Denuce: tiene forma de abanico. Estabiliza la cabeza radial durante el movimiento pronosupinación del antebrazo. Esta es una radiografía proximal.

[El ligamento cruzado anterior, el ligamento anterior y medial del ligamento cruzado lateral, el ligamento anular y el ligamento de Denuce previenen la luxación de la cabeza radial a través del bíceps braquial. La cabeza del

bíceps se estabiliza por la acción del tríceps y el bíceps (también en posición flexionada).

3.2.3 Movimientos del brazo

Flexión del codo

Participan las articulaciones humeroradial y humerocubital.

Músculos agonistas: bíceps braquial (máxima actividad y movilidad entre 30 y 120° y especialmente 80 a 100°), braquial anterior (máxima actividad con 90-100° en flexión) y supinador largo (trabaja hasta 110-120° en flexión).

Estos músculos tienen componentes de movimiento asociativo (Ley de detorsión):

- Bíceps braquial: flexión + componente de supinación.
- Braquial anterior: flexión + componente de pronación.
- Supinador largo: flexión + supinación (en pronación máxima) y flexión + pronación (en supinación máxima). En la posición neutral, es pura flexión. [19]

Extensión del codo

Participan las articulaciones humeroradial y humerocubital.

Músculos agonistas: tríceps braquial, es el músculo más potente y resistente del antebrazo. No es un músculo antigravitatorio por lo que todos sus vientres tienen la misma inervación (nervio radial). Con 20-30 de flexión tenemos su posición de máxima ventaja mecánica. Con flexión máxima de codo y hombro el tríceps braquial tiene la mejor posición para actuar de acuerdo con la Ley de Starling (lo hace a través de la polea del olécranon). [19]

Pronación y supinación del antebrazo

Es un movimiento conoide de base distal (el radio gira sobre el cúbito y éste sobre su eje). En la articulación radiocubital proximal durante la supinación los huesos están paralelos mientras en la pronación el radio se coloca por encima del cúbito. Los movimientos son realizados por la articulación radiocubital distal (trocus invertido: el radio es el cilindro hueco y el cúbito es

el macizo), la proximal es pasiva y sólo acompaña el movimiento. Ambas son coaxiales (mismo eje de arrastre) y congruentes (idéntica posición de máxima congruencia).

Mecánicamente hablando existe una 3ª articulación, la membrana interósea (sinsarcosis) que une los huesos y permite el movimiento de pronosupinación. Asegura la posición adecuada de los huesos del antebrazo para realizar el movimiento. Trasmite fuerzas de compresión entre radio y cúbito en su parte central y fuerzas de tracción en sus partes distales.

Articulación radiocubital distal: tiene 2 ligamentos,

- Ligamento radiocubital palmar o anterior: limita la supinación.
- Ligamento radiocubital dorsal o posterior: limita la pronación.

Músculos pronadores: pronador cuadrado y pronador redondo. Situados en los 2/3 distales del antebrazo. Inervados ambos por el nervio mediano. Útil en la escritura, pero la abducción del hombro es capaz de cumplir su función.

Músculos supinadores: supinador corto (nervio radial) y bíceps braquial (nervio músculo-cutáneo). Situados en 1/3 proximal del antebrazo. [19]

3.2.4 Cinemática

La cinemática es el campo de la mecánica que describe el movimiento de los objetos, independientemente de las fuerzas que actúan sobre ellos. (Pons, 2008). El cuerpo humano puede modelarse como una cadena de segmentos rígidos para analizar su movimiento, y eso constituye un modelo cinemático. El cuerpo humano se puede modelar como una serie de segmentos rígidos para analizar su movimiento, formando un modelo cinético.

Modelo cinético de un brazo humano creado al representar cada segmento del brazo como un enlace en una secuencia de movimiento, donde las articulaciones entre los enlaces son cada uno. Así, los segmentos involucrados son el brazo y el antebrazo, que se encuentran a nivel de las articulaciones del hombro, codo y muñeca, como se muestra en la Figura 4.

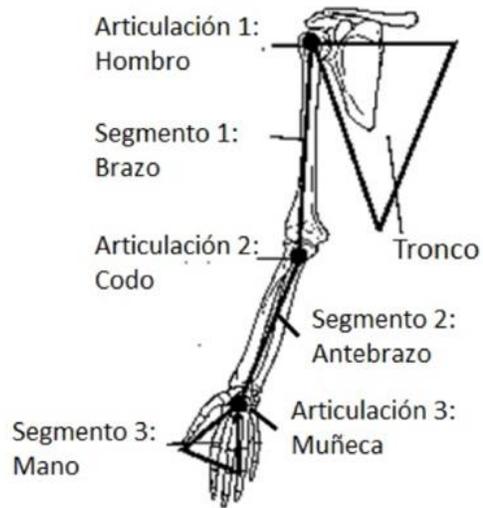


Figura 4. Cinemática del brazo [20]

Gracias a este tipo de información y modelos, es posible resaltar los diferentes tipos de movimiento que exhiben las personas, tal como se explicó anteriormente, la posición y orientación de cualquier parte con respecto al punto de vista, otra puede estar marcada por la multiplicación de las matrices homogéneas.

Sin embargo, existe la limitación de no saber dónde realizar el almacenamiento de una serie cinemática para obtener una matriz de transformación homogénea. En estos casos, es cuando necesitamos implementar la convención Denavit-Hartenberg (DH).

Cinemática directa

La solución al problema de la cinemática pasa directamente por encontrar el valor de la posición final del manipulador, que es función de los valores coincidentes, es decir, los valores transversales o de rotación de las articulaciones. Actualmente, existen muchos métodos diferentes para resolver este problema, pero en el presente caso se ha utilizado una matriz de transformación homogénea, usando el método Denavit-Hartenberg para representar el sistema. Aunque la cinemática del robot puede resolverse mediante geometría, el método propuesto ofrece la ventaja de conocer tanto la posición final del operador como la posición de cada una de sus articulaciones. [21]. El esquema cinemático de brazo se puede observar en

la figura 5. Esta figura se encuentra determinado por las partes principales del brazo.

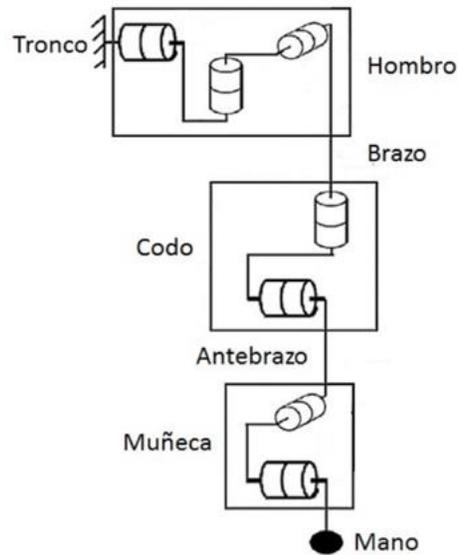


Figura 5. Cinemática directa de un brazo (Propia autoría)

Para determinar la posición del operador en el espacio tridimensional, se hará en este trabajo mediante el método de coordenadas cartesianas, pero también se pueden utilizar coordenadas cilíndricas y esféricas para este requerimiento. Para entender el primer paso de esta solución, se hace referencia al punto fijo que se debe considerar y otro punto móvil donde se forma un vector ortonormal de coordenadas que se llamará P , P , y P [22].

Para representar un punto completamente referenciado en el espacio con respecto al sistema de coordenadas cartesianas, debemos usar el mismo principio de vectores de posición, en cuyo caso tendremos una dirección de movimiento llamada A fija, los vectores unitarios para puntos fijos y móviles serán X , Y , Z . [22].

Se utiliza para robots formados por eslabones ensamblados con sus respectivas articulaciones de forma que cada uno forme un grado de libertad. Para la solución, cada enlace se puede asociar con un marco de referencia adyacente o integral. Para estos sistemas rotatorios, y traslaciones relativas.

Para calcular ${}^{i-1}A_i$, es necesario definir los parámetros de Denavit Hartenberg, basándose únicamente en las características geométricas de cada enlace y el sistema de coordenadas de cada enlace (figura 6).

Las características de los parámetros son:

- θ_i rotación alrededor del eje Z_{i-1}
- d_i translación a lo largo de Z_{i-1} eje a_i translación lo largo del eje X_i
- A_i rotación alrededor del eje X_i [21]

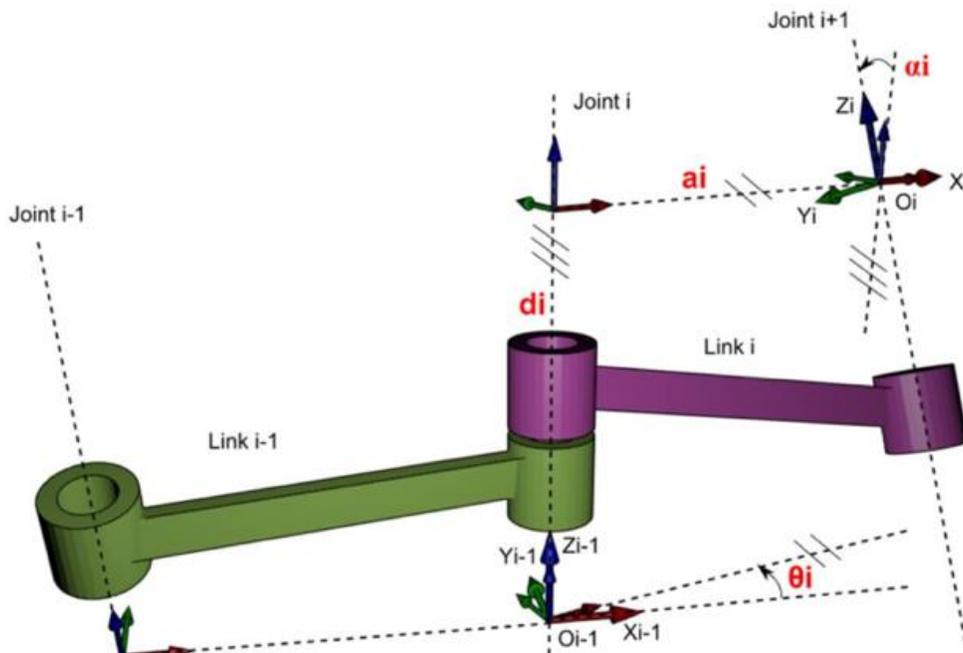


Figura 6. DH [23]

Cinemática del codo

El codo tiene una anatomía ósea compleja que permite el movimiento en dos planos:

Flexo-extensión:

Esto se hace deslizando y rodando las superficies de unión, el rango es de $0-150^\circ$. El músculo que realiza la flexión es principalmente el bíceps braquial. Su antagonista, el tríceps, es el músculo que realiza la extensión (figura 7). [24]

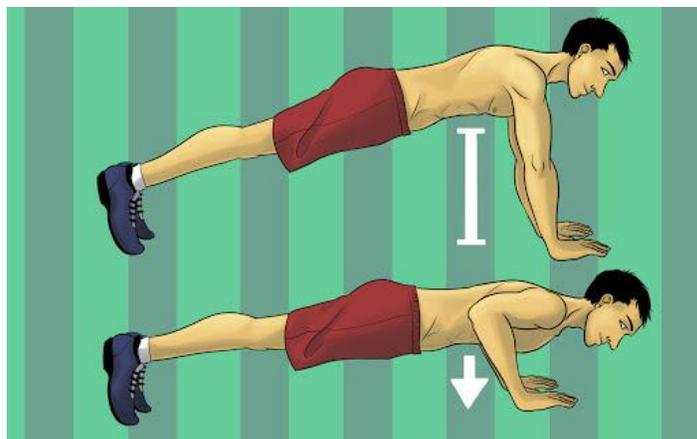


Figura 7. flexo extensión de un codo [25]

Prono-supinación:

Se realizan a través de un deslizamiento del radio, es un movimiento de rotación alrededor a su eje longitudinal (figura 8). Se da en una asociación mecánica de las articulaciones radio-cubital superior e inferior. Se alcanzan valores de 75° de pronación y 85° de supinación. [24].

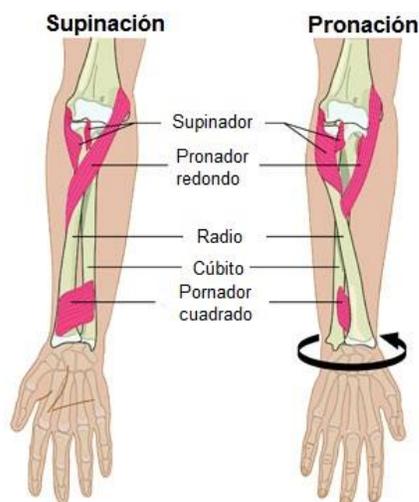


Figura 8. supinación y pronación del codo [26]

La mayoría de las actividades de la vida diaria son realizadas a través de un arco funcional de 100° de flexión y 50° de pronosupinación.

Los CIR del codo se encuentran en la tróclea humeral, recorriendo un área de 2.5mm x 7.8mm. [24]

3.2.5 Señales EMG

La señal EMG de superficie (EMG) es esencialmente una muestra unidimensional, por lo que cualquier técnica de procesamiento de señales para la extracción de características y el reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales. La información extraída de la señal EMG fue seleccionada para minimizar errores en el control del sistema electromecánico de prótesis. La necesidad de una respuesta rápida de la prótesis limita la longitud de las muestras de señal de las que se extraen las características. La tendencia hacia la manipulación de prótesis a partir de señales EMG se debe a que es la técnica más sencilla de implementar por su base para la remoción sin interferir directamente con el cuerpo del usuario, remoción de electrodos y equipos para mantenimiento y/o calibración y su reutilización de persona a persona. [27] En la figura 9. Se pueden identificar las gráficas que se obtienen como resultado al captar las señales EMG.

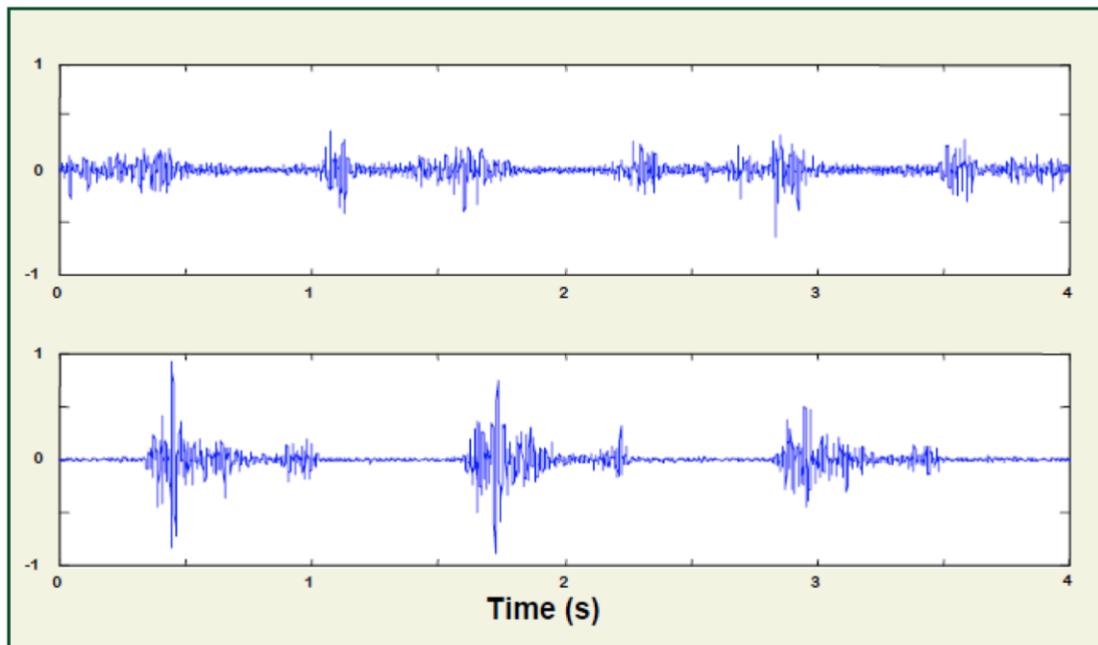


Figura 9. Señales EMG [28]

Adquisición de Señales EMG

Las señales EMG generalmente se recopilan utilizando electrodos de superficie bipolares colocados en la piel. Se utilizan para examinar prótesis

de miembros superiores desde 1948. [29]. Estas señales brindan información sobre la actividad neuromuscular que las genera, lo cual es fundamental en: diagnóstico clínico, rehabilitación y como fuente de control de dispositivos activos y diagramas de tamaño, como la función eléctrica. [30]. Margrave L. [31], realizó un trabajo de clasificación comparativa con señales EMG superficiales e intramusculares, concluyendo que la información extraída en los dos tipos de señales era igualmente válida, sin encontrar una diferencia significativa en la capacidad de su clasificación. Este resultado es importante porque brinda seguridad para el uso continuo de señales EMG en futuros estudios de aplicación.

Las señales EMG son generadas por la contracción muscular, por lo que su adquisición requiere una identificación precisa de las regiones musculares involucradas en la realización de movimientos graduados. Debido a la alta fuerza eléctrica natural de la piel, se recomienda aplicar geles para mejorar la conductividad además de tener una buena superficie de contacto y buena adherencia a los electrodos. Independientemente de estos arreglos, las señales resultantes serán demasiado débiles y requerirán prefiltrado y amplificación antes del análisis. De igual forma, dependiendo de la complejidad de la restauración, se requerirá mayor o menor número de canales receptores o electrodos. Estos aspectos se detallan a continuación.

1. Preprocesamiento.

El rango típico de las señales EMG varía de 0 a 6 mV, por lo que se requiere amplificar con una ganancia es (alrededor de 5000 veces), para evitar distorsionar la información contenida en la señal. Una vez que se amplifica la señal, se debe considerar la eliminación de los componentes de ruido de alta frecuencia y estos componentes de fuentes ambientales, como el típico componente de ruido de baja frecuencia debido a la red de distribución de energía de 60 Hz. Ponga, elimine este último componente de ruido, lo más común es utilizar un filtro del tipo "Notch", ya que también puede eliminar o atenuar el componente de frecuencia con información útil debido a la máxima concentración de energía en la señal EMGS entre

50 Hz y 150 Hz, aunque su canal de información está entre 20 Hz y 500 Hz.

2. **Posición y número de electrodos.** La ubicación de los electrodos es crucial para recopilar registros EMGS con fines de monitoreo electromecánico. Por ello, es recomendable contar con la asistencia de personal médico especializado, que pueda identificar con mayor precisión las zonas musculares con mayor compromiso para realizar los movimientos de interés, demostrando que algunas zonas son mejores que otras para la colocación de electrodos. Sin embargo, no se recomienda generalizar estos sitios para todos los pacientes, por lo que la identificación del músculo debe realizarse para cada paciente individual, en este caso la ubicación de los electrodos se identifica en la figura 10.

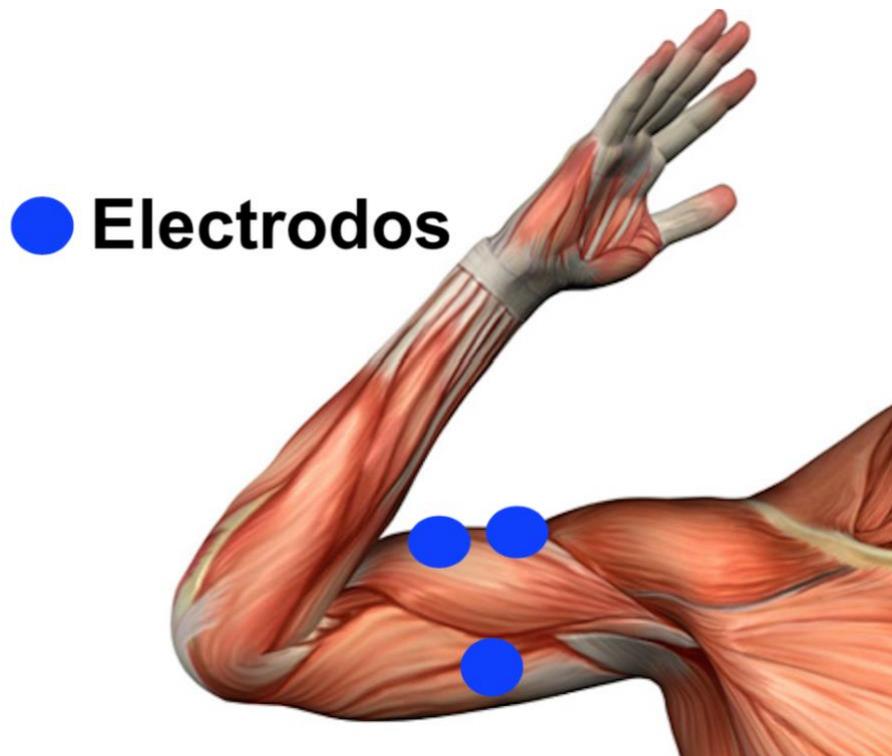


Figura 10. Posición de los electrodos (Propia autoría)

El número de electrodos corresponde al número de canales a procesar, y es un parámetro esencial en el desempeño del clasificador y se debe determinar el número de movimientos diferentes. [32]

Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado o chip que incluye dentro de tres unidades funcionales de una computadora: CPU, memoria y unidades de E/S, es decir, es una computadora completa en un solo circuito integrado, también se puede programar.

La percepción sensorial humana se puede simular con microcontroladores porque se pueden programar para reaccionar de acuerdo con ciertos eventos. [33].

4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO

El proceso metodológico permite visualizar todos los métodos que fueron empleados para llevar a cabo este proyecto de grado, a través de esta sección se puede identificar la metodología, tipo de investigación y los tiempos que fueron establecidos para desarrollar del proyecto.

4.1. METODOLOGÍA

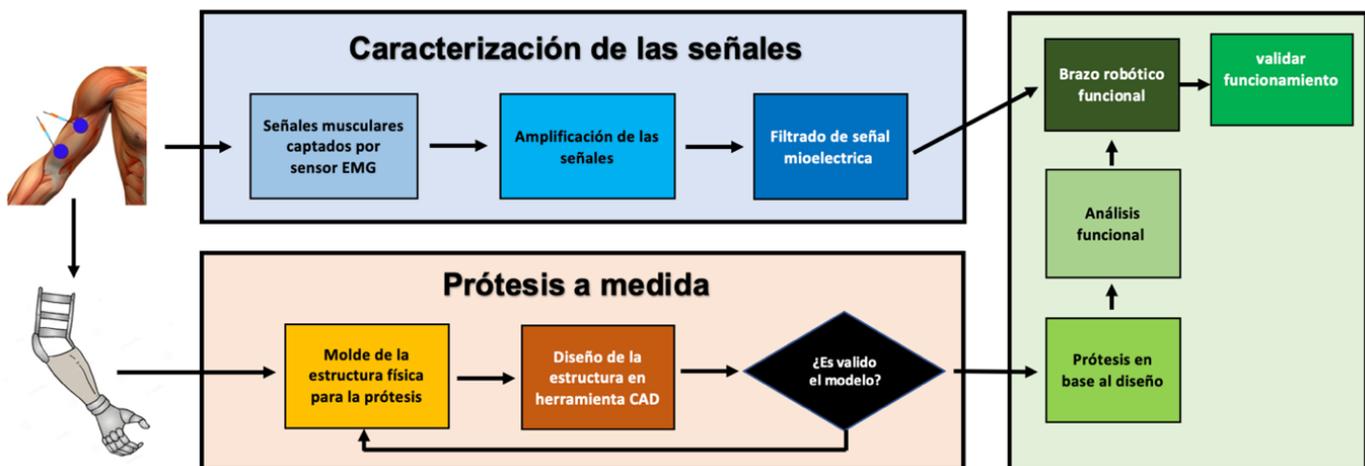


Figura 11. Diagrama de flujo del proyecto. (Propia autoría)

La metodología desarrollada estuvo dividida por 3 procesos:

- **Caracterización de las señales:** Estas señales fueron obtenidas mediante electrodos los cuales fueron ubicados en la extremidad amputada. La correcta posición de los 3 electrodos del sensor se dió de la siguiente manera: dos electrodos fueron ubicados en el músculo bíceps branquial con

la distancia de 3 centímetros entre ellos de manera vertical sobre el músculo, el primero de color azul, el segundo de color rojo y el tercer electrodo de color negro, este fue ubicado a 5 cm de manera horizontal con respecto a la distancia media entre los otros dos electrodos, exactamente en el tríceps.

En este caso el sensor myoware que fue el sensor elegido para captar y procesar las señales, permitía transformar las señales internamente y entregarnos una señal completamente rectificadas y filtrada a través de sus pines de salida, estas las convertía en una señal de salida analógica. Esta señal de salida fue directamente al circuito encargado de la apertura y cierre de la mano.

- **Prótesis a medida:** Dentro de este proceso se realizó la estructura física comprendida por las mediciones realizadas en el paciente con respecto al brazo completo y al miembro amputado.

Las mediciones para la extremidad completa fueron tomadas de la siguiente manera: para la mano se tomó la medida desde la falange distal hasta el metacarpo y del metacarpo hasta la muñeca; para el antebrazo fue tomada la distancia desde la muñeca hasta el codo y para el húmero fue tomada la distancia del codo hasta el hombro. Para identificar las medidas de la prótesis se realizó una resta entre la medida del brazo completo y la medida del muñón. Luego de este proceso de desarrollo el molde que corresponde a la estructura del muñón con las medidas antes mencionadas para que de esta manera el muñón pudiera encajar perfectamente, además se realizó la implementación de un diseño a mano alzada.

Posteriormente se realizó un diseño en una herramienta CAD, este diseño se realizó por secciones, es decir, la mano fue dividida en 3 piezas: falanges, metacarpiano y la palma; el antebrazo se dividió en dos piezas al igual que el codo y soporte. Este proceso de división permitió ver la prótesis simulada de cada una de las extremidades y al finalizar una imagen virtual de cómo sería el proceso de construcción, de igual forma se estableció el tipo de material a utilizar al cual se realizaron pruebas de esfuerzo, de tensión y

deformación. En caso de que los resultados en la simulación no fueran válidos, se regresaría a establecer un nuevo el molde físico.

- **Prótesis electro- mecánica:** en este punto se verificó la culminación de la fase donde se realizó la estructura física. A través de este paso fueron definidas las ubicaciones y conexiones de los elementos electrónicos mencionados en la sección 7.3 del documento, los cuales permitían movimiento de apertura y cierre de mano; también se ejecutaron las fijaciones del movimiento de rotación de la muñeca y las fijaciones del codo, ambas con características mecánicas. Se analizó la funcionalidad y el acople referente al proceso 1, y de esta manera se construyó un brazo robótico y se validó su funcionalidad con base en los parámetros deseados.

4.2. TIPO DE ESTUDIO

El tipo de investigación que se desarrolló es Aplicada, debido a que a través de ella se puede hacer uso de información científica para solucionar un problema existente. En este proyecto, se tomó toda la información médica, tecnológica e informativa para desarrollar una prótesis que le va a permitir a las personas con discapacidad de un miembro superior mejorar sus condiciones de vida.

4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO

 Universidad Autónoma del Caribe Proyecto de Grado - Ingeniería Mecatrónica CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES 				
Componentes	Descripción	Fecha Inicio	Fecha Final	Duración (Días)
Planeación del Proyecto		20/05/21	30/03/22	247
Ingresar las fases de Opción de grado I				
OBJETIVO 1	Diseñar con herramienta CAD una prótesis funcional para paciente con amputación con desarticulación de codo	20/05/21	15/01/22	174%
Entregable # 1	Estudio completo de materiales	20/05/21	15/06/21	24%
Actividad 1	Investigación y costos	20/05/21	30/05/21	11%
Tarea1	Investigar tipos de materiales para elaborar una protesis robotica	20/05/21	23/05/21	3%
Tarea2	Establecer el costo de dichos materiales	24/05/21	27/05/21	3%
Tarea3	Realizar pruebas que me permitan ver las características de cada uno de los materiales	25/05/21	30/05/21	5%
Entregable # 2:	Planos en heramienta CAD	16/06/21	27/06/21	150%
Actividad 2	Diseño y simulacion	16/06/21	15/09/21	98%
Tarea1	Realizar el diseño en base a los materiales establecidos	16/06/21	19/08/21	66%
Tarea2	Simular el proceso de la protesis	20/08/21	22/09/21	32%
Actividad 3	Estudio del sujeto de prueba	23/09/21	15/01/22	52%
Tarea1	Determinar el sujeto de prueba para la elaboracion de la protesis	23/09/21	26/12/21	33%
Tarea2	Hacerle estudio y tomar las medidas correspondiente de la posible protesis	27/12/22	15/01/22	19%
OBJETIVO 2	Construir la prótesis funcional para su implementación en paciente con amputación transhumeral (desarticulación de codo)	16/01/22	14/08/21	47%
Entregable # 3	Cinematica y dinamica de la protesis	16/01/22	29/01/22	22%
Actividad 5	Calculos de la cinematica	16/01/22	29/01/21	11%
Tarea1	Establecer el funcionamiento de los movimientos que tendra la protesis.	16/01/22	17/01/22	1%
Tarea2	Realizar los calculos que me permitan establecer la cinematica y dinamica de la protesis	18/01/22	21/01/22	3%
Tarea3	Simular el mecanismo	22/01/22	29/01/22	7%
Entregable # 4	Programacion y esquema electronico	30/01/22	28/02/22	25%
Actividad 6	Diseño electronico	30/01/22	7/02/21	7%
Tarea1	Realizar el diseño electronico, con cada uno de los componentes en un simulador	30/01/22	7/02/21	7%
Actividad 7	Programacion y simulacion	8/02/21	28/02/22	18%
Tarea1	Realizar la programacion especifica	8/02/21	23/02/22	15%
Tarea2	Hacer una simulacion y pruebas del codigo establecido	24/02/22	25/02/22	1%
Tarea3	Añadir una fuente de alimentacion que me permita hacer pruebas en el sistema	26/02/22	28/02/22	2%
OBJETIVO 3	Implementar la prótesis en paciente con amputación transhumeral para su validación técnica y funcional	1/03/22	30/03/22	26%
Entregable # 5	Pruebas con Prototipo 3D	1/03/22	20/03/22	16%
Actividad 8	Impresión 3D y testeo de la protesis	1/03/22	20/03/22	16%
Tarea1	Imprimir las piezas en una impresora 3D	1/03/22	9/03/22	8%
Tarea2	Probar las piezas en el sujero de prueba	10/03/22	12/03/22	2%
Tarea3	Ensamblar cada una de las partes de la protesis	13/03/22	18/03/22	5%
Tarea4	Realizar pruebas y testeos de la protesis	19/03/22	20/03/22	1%
Entregable # 6	Adaptacion y acompañamiento medico	21/03/22	30/03/22	9%
Actividad 9	Analisis y adaptacion de la protesis	21/03/22	30/03/22	9%
Tarea1	Realizar un analisis funcional con el sujeto de prueba	21/03/22	23/03/22	3%
Tarea2	Acompañamiento medico al sujeto de prueba para que se adapte a la protesis	24/03/22	30/03/22	6%
Actividades Especiales	Actualización de la Líneas Base del Proyecto			
	Admon y Gerencia del Proyecto			
	Procesos de selección objetiva			
	Estudio de Resultados del proyecto			
TOTAL				

5. PRESUPUESTO

En este capítulo se evidencia el presupuesto que se realizó para la elaboración del proyecto, donde están contemplados los recursos económicos que se emplean,

desde los participantes del proyecto, personal científico, materiales, equipos hasta cada uno de los requerimientos presentados en el transcurso de su desarrollo.

5.1. PRESUPUESTO GENERAL

Tabla 1. Presupuesto general.

	FORMATO DE PRESUPUESTO PARA PRESENTACIÓN DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EN CONVOCATORIAS INTERNAS				GI-02-PR-03-F02
					Versión 1
					30/03/2021
PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO					
RUBROS	Fuentes de Financiamiento				Total
	Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras fuentes Externas	Contrapartida UAC	
1. Personal Científico	\$ 0,00	\$ 0,00	\$22.980.380	\$ 0,00	\$22.980.380
2. Personal de Apoyo	\$ 0,00	\$ 0,00	\$16.440.000	\$ 0,00	\$16.440.000
3. Consultaría especializada y Servicios Técnicos externos	\$ 0,00	\$ 400.000	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 400.000
4. Materiales e Insumos	\$ 0,00	\$ 1.245.300	\$ 0,00	\$ 0,00	\$1.245.300
5. Trabajo de Campo	\$ 0,00	\$ 564.000	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 564.000
6. Equipos	\$ 0,00	\$ 4.557.000	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 4.557.000
7. Bibliografía	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
8. Material de difusión y Promoción de resultados	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
TOTAL, PRESUPUESTO DEL PROYECTO	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 46.186.680

5.2. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO

El presupuesto invertido en este rubro consiste en el costo del tiempo empleado por el personal de investigación vinculado a este proyecto, que incluye a los directores y a los auxiliares de investigación.

Tabla 2. Costo personal científico.

1. PERSONAL CIENTIFICO										
Nombres y Apellidos	Tipo de Contrato	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento				
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras Fuentes Externas	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Pablo Bonaveri	Titular	Investigador Principal	\$41.935	1	36			\$0		\$11.490.190
2. Carlos Díaz	Asociado	Investigador	\$41.935	1	36			\$0		\$11.490.190
SUB-TOTAL								\$0		\$22.980.380

Tabla 3. Costo personal de apoyo.

2. PERSONAL DE APOYO										
Nombres y Apellidos	Tipo de Vinculación	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento			SUB-TOTAL	
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES			
1. Alexandra Nader	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$15.000	2	36				\$8.220.000	
2. Rafael Ortega	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$15.000	2	36				\$8.220.000	
SUB-TOTAL									\$16.440.000	

5.3. CONSULTORÍA ESPECIALIZADA

Tabla 4. Costo consultoría especializada.

3. CONSULTORIA ESPECIALIZADA Y SERVICIOS TECNICOS EXTERNOS		
Descripción	Justificación	Fuentes de Financiamiento

		Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	SUB-TOTAL
1. Revistas especializadas	Artículos científicos		\$400.000	\$ 400.000
<i>SUB-TOTAL</i>		\$ 0	\$ 400.000	\$ 400.000

5.4. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS

El presupuesto dedicado a esta sección incluye a los materiales y equipos que fueron usados para desarrollar el proyecto, teniendo en cuenta sus costos.

Tabla 5. Costo materiales e insumos.

4. MATERIALES E INSUMOS					
Descripción	Justificación	Fuentes de Financiamiento			
		Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Arduino NANO	Microcontrolador del sistema electrónico		70.000		70.000
2. Myoware	Sensor muscular EMG		240.500		240.500
3. Electrodo EMG	Elemento para Adquirir actividades eléctricas de un musculo		25.000		25.000
4. Cables y conectores	Importantes para la transmisión de señales eléctricas		30.000		30.000
5. Kit de sensores musculares myoware	Kit que contiene: - MyoWare Cable Shield, MyoWare Proto Shield, Cable de sensor, conectores, Almohadilla de sensor biomédico.		600.000		600.000
6. Elevador de voltaje	Regulador de voltaje para aumentar el voltaje de 3.5v de las baterías a 5v, para la alimentación de los elementos		6.700		6.700
7. Servomotor	Dispositivo electrónico encargado de girar partes del sistema mecanico con alta eficiencia y precisión.		26.000		26.000

8. Cargador de baterías TP4056	Modulo para carga de baterías de litio 18650		6.000		6.000
9. Baterías	Baterías recargable de litio 18650		27.000		27.000
10. swicht	Permite encender y apagar el sistema		5.000		5.000
11. Tornillos y tuercas	Permite sujetar los elementos del brazo		15.000		15.000
12. Pegamento de plástico	Utilizado para fijar los circuitos al interior del brazo		20.900		20.900
13. Lijas	Permite darle al brazo un mejor acabado		5.000		5.000
14. Elástico y nylon	Permite sujetar cada pieza de mano		10.000		10.000
15. Royo de PLA +	Material utilizado para la realización de prótesis		190.000		190.000
16. Cinta de enmascarar protección UV	Cinta adherir la impresión 3D a la cama caliente		33.900		33.900
17. Cloruro de metileno	Permite pulir las piezas impresas en 3D		9.000		9.000
SUB-TOTAL			1.245.300		1.245.300

Tabla 6. Costo trabajo de campo.

5. TRABAJO DE CAMPO									
Descripción	Justificación	No. De días	No. De personas	Costo/día de estadía por persona	Transporte por persona (ida/vuelta)	Fuentes de Financiamiento			
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencias	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Transporte fuera de la ciudad	Transporte de visita al paciente	3	2	0	80.000	\$ 0	480.000		480.000
2. Movilización a la compra materiales	Transporte para comprar insumos	7	2	0	6.000		\$ 84.000		\$ 84.000

								\$ 0	\$ 480.00	
SUB-TOTAL							\$ 0	\$ 564.000	\$ 0	\$564.000

Tabla 7. Costo equipos usados

6. EQUIPOS						
Descripción	Justificación	Cantidad	Fuentes de Financiamiento			
			Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Multímetro	Instrumentó electrónico portátil para medir magnitudes eléctricas activas	1		\$ 35.000		\$ 35.000
2. Computador	Máquina de computo para procesar los datos de entrada	1		\$ 1.750.000		\$ 1.750.000
3. Pinzas	Elemento para sujetar y comprimir piezas	1		\$ 27.000		\$ 27.000
4. Cautín	Soldador eléctrico para la fusión de estaño y unión de elementos	1		\$ 45.000		\$ 45.000
5. Impresora 3D	Maquina para realizar la impresión de la pieza	1		\$2.700.000		\$ 0
SUB-TOTAL			\$ 0	\$ 4.557.000	\$ 0	\$ 4.557.000

6. VALORACIÓN ANTROPOMÉTRICA

Mediante este estudio se permitió conocer como está constituido el cuerpo, debido a que lo más importante no era identificar el peso total del cuerpo, sino identificar la distribución de este peso en los diferentes miembros del cuerpo.

En la figura 12 Se puede observar el alcance del brazo lateral que correspondía a las medidas que tenía el paciente con respecto a la mano, el antebrazo y el humero

en unidades de centímetros. Se debía tener en cuenta que las mismas dimensiones se debían reflejar en el brazo realizado.

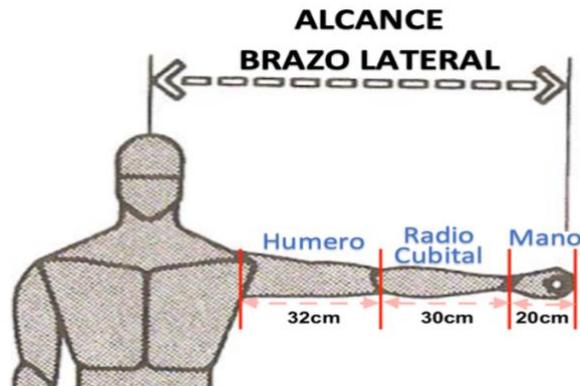


Figura 12. Medición del brazo. (Propia autoría)

Se mantuvo presente que la mano está comprendida según su anatomía por distintos huesos, como se identifica en la figura 13. Los dedos de la mano, aunque están compuestos principalmente por 4 huesos, para la aplicabilidad de la prótesis estos huesos fueron divididos en dos secciones: falanges distal-medios y falange proximal – metacarpianos.

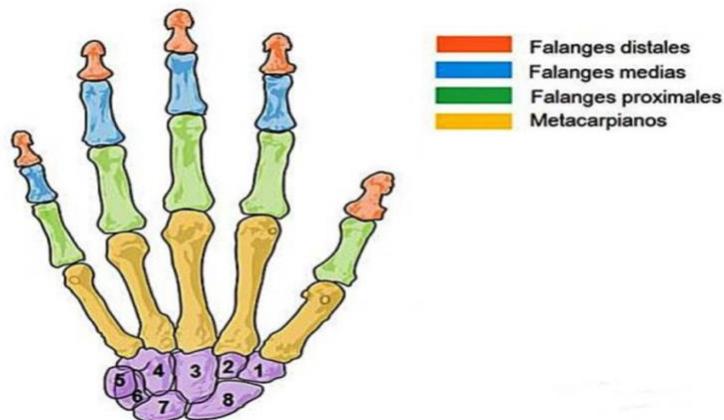


Figura 13. Medición de la mano. [34]

De acuerdo a estudios de biomecánica del brazo y de medidas antropométricas, en la tabla 9. Se presentan las medidas en centímetro de cada uno de los miembros de brazo, esto fue indispensable para la elaboración de la prótesis.

Tabla 8. Longitudes reales de la mano del paciente

Humero	32cm
Antebrazo	30cm
Metacarpianos	11cm
Falange proximales	6cm
Falange distal y media	3cm

6.1 Datos antropométricos

Los datos antropométricos son el equivalente que tiene el cuerpo con respecto a la altura y el peso de la persona, fue utilizado para establecer el porcentaje de amputación que tenía la persona y a cuanto porcentaje del cuerpo equivalía la perdida de la extremidad. Para datos prácticos se empleó esta técnica para calcular el peso que tenía el miembro amputado.

Los datos recolectados del paciente fueron los siguientes:

- Se desconoce el peso inicial del paciente antes de la amputación.
- Altura del paciente: 182 cm
- Peso del paciente después de la amputación: 74 kg

En la figura 14. Se identifica un porcentaje para las personas amputadas que consta de la proporción en porcentaje con respecto a la distribución corporal del peso, este se tomó sumando cada una de las partes del cuerpo que corresponden a la amputación, ya que podía haber una sección amputada que corresponda a más de una zona.

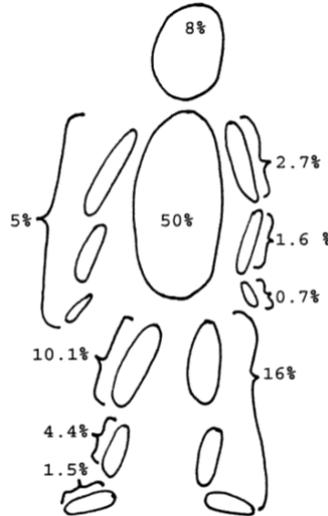


Figura 14. Contribución corporal del cuerpo al peso total [35]

6.2 PESO DEL MIEMBRO AMPUTADO

Para identificar el peso del miembro amputado del paciente fue necesario identificar el porcentaje de amputación que este presentaba, el cual fue calculado con ayuda de la figura 14. Que en este caso fue transhumeral. Estas medidas corresponden al 0.7% de la mano y 1.6% del antebrazo.

$$\% \text{amputado} = 0.7\% + 1.6\% = 2.3\% \text{ Ecuación 1}$$

El peso del miembro amputado dependía del porcentaje de amputación con relación al peso que tiene el paciente después de la amputación, como se muestra a continuación con la fórmula:

$$\% \text{amputacion} * \text{peso actual del paciente} = \text{Peso del miembro amputado Ecuación 2}$$

$$2.3\% * 74\text{kg} = 1.702\text{kg}$$

Según los cálculos realizados, el miembro amputado tenía un peso de 1.702 kg, este dato fue utilizado para el desarrollo de la prótesis con respecto al peso de esta misma, es decir, el peso de la prótesis debía estar por debajo de este peso calculado.

7. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

7.1. DISEÑO DEL PROTOTIPO

El dispositivo que se presenta en la figura 15. Fue la primera propuesta elaborada para la prótesis, fue un diseño ajustable para la parte superior del húmero y en el caso de la mano se planteó un diseño tipo gancho el cual permitía el agarre de los distintos objetos a manipular por la persona.



Figura 15 Vista frontal y superior del prototipo (propia autoría).

El diseño fue realizado en SolidWorks y estuvo dividido en tres parte de la siguiente manera:

- Antebrazo: para esta pieza se realizó un círculo al cual se le aplicó una extrusión con un ángulo de 1° , posteriormente se utilizó la herramienta vaciar. Para generar el soporte de los tornillos la pieza se ubicó en vista lateral, para luego croquizarlo y realizar unas perforaciones para los tornillos. En la figura 16. Se pueden identificar las medidas correspondientes, esta pieza contaba con un largo de 40 cm y un ancho de 12.30 cm.

- Pinza: esta estructura está compuesta por varias piezas:
 - soporte de la pinza izquierda: para esto se realizó la base para el gancho y luego se croquizo la parte superior de la base donde se hizo una extrusión de una forma rectangular, posteriormente se aplicó un plano al rectángulo extruido en forma diagonal de 45°, este proceso fue para la parte izquierda del.
 - Soporte de la pinza derecha: se desarrolló un croquis que fue extruido de manera horizontal y en la parte superior se ejecutó un croquis para cortarlo con el fin de hacerlo más estético visualmente, también se le creo un croquis lateral para tener un ángulo de 90° donde se sujetan las pinzas.
 - Las pinzas: se croquizó la forma principal de la pieza y esta fue extruida con sus respectivo orificios.

La pinza contaba con un largo de 30.98cm con sistema de apertura y cierre a traves de 3 piezas que formaban el gancho, como se identifica en la figura 18.

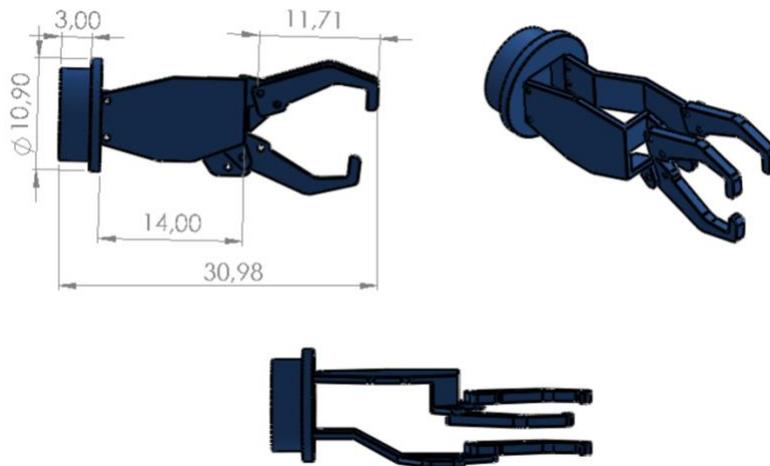


Figura 18 Dimensiones de la pinza (Propia autoría)

7.2. DISEÑO DISPOSITIVO FINAL

Para el diseño del dispositivo la intención fue desarrollar una prótesis que tuviera extrema similitud con un brazo real.

Debido a las necesidades expuestas se realizaron investigaciones con respecto los diseños de las prótesis de brazo, dentro de los cuales se descubrieron empresas que se desempeñaban en esta área, a través de todas estas ideas se realizó el diseño que se observa en la figura 19. de la siguiente forma:

- Mano y codo: fueron inspirados en diseños expuestos por las prótesis de la empresa e-NABLE. Estas piezas fueron replicadas y modificadas para el beneficio del proyecto con las siguientes características: se realizó un redimensionamiento de la mano con el fin de adaptarla a las medidas del paciente, para el codo se modificaron los acoples con la pieza del antebrazo además de los resortes expuestos en el juego de engranajes y para ambas piezas los bordes internos fueron reducidos para lograr un mayor espacio dentro de ellas.

La piezas originales de la empresa se identifican en la figura 19 y 20.



Figura 19. Diseño de prótesis transhumeral e-nable [36]



Figura 20 Prótesis transradiales y de mano por la empresa e-nable [37]

- Muñeca y antebrazo: fueron piezas realizadas con autoría propia, a la muñeca se le desarrolló un sistema de movimiento explicado más a fondo en la sección 7.2.4 y para el antebrazo se realizó una pieza completamente hueca para incorporar algunos de los elementos electrónicos dentro de ella, por ejemplo: el servomotor, led shield, swtich y módulo de carga para las baterías, además se desarrolló una adaptación para el codo interno.



Figura 21 Diseño final (propia autoría)

7.2.1 Falange distal-media

Este diseño fue utilizado para desarrollar las 5 falanges distales-medias, a través de este diseño fueron construidos unos conductos por los cuales se insertó un hilo de tipo nailon y de esta forma se brindó movimiento, también cuenta con un empalme donde se insertó la falange proximal y este fue sujetado con un pequeño pasador. Esta pieza fue modelada a través de la herramienta superficie y las perforaciones fueron realizadas con la herramienta taladrado.

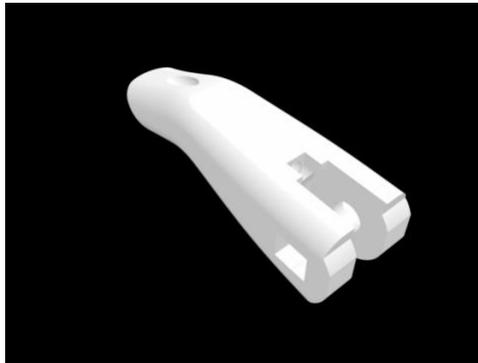


Figura 22. Vista frontal y superior de la falange distal-media

Dimensiones: 17.8 x 16.9 x 60.7 mm

7.2.2 Falange proximal

La falange proximal contaba con estructura similar a la de las falanges distales-medios para darle movimiento, es decir, a través de ellos fueron construidos los conductos por los que paso el nailon y se desarrolló un empalme con el resto de la mano.

El desarrollo de esta pieza partió con un bloque rectangular con las medidas de la falange proximal y la forma de la pieza se inició por medio de la extrusión, posteriormente se hicieron redondeos y círculos a cada uno de los lados. Para las perforaciones al igual que en la falange distal media se utilizó el taladro.



Figura 23. Vista frontal y superior del falange proximal.

Dimensiones: 43.2 x 16.1 x 20.0 mm

7.2.3 Metacarpos

De esta pieza dependió la sujeción de las falanges proximal y falanges distales-medios a través de unos conductos, los cuales se dividieron en 3 partes o 3 conexiones: dedo índice y medio fueron sujetos en un conducto, dedo corazón y meñique en otro conducto y el último conducto únicamente estuvo ocupado por el pulgar.

La pieza también cuenta con 6 espacios donde fueron posicionados los tornillos y los anclajes de la pieza a la muñeca. Este diseño tomó esta forma para generar una similitud con la palma de mano.

Esta pieza se modeló a través de la herramienta superficie, después de haber tenido la forma deseada, se fueron creando planos donde se hicieron las formas circulares por donde iban sujetos los dedos, en la parte interior de la pieza se crearon conductos mediante la herramienta de corte barrido. Por último, se hacen los orificios donde se sujeta la muñeca.



Figura 24. Vista frontal y superior de metacarpos

Dimensiones: 64.2 x 99.1 x 98.6 mm

7.2.4 Muñeca

La muñeca fue desarrollada con un diseño de conductos internos a través los cuales pasaron cada uno de los hilos del nailon de las uniones completas de la mano y estas fueron conectadas al servomotor, en la parte cilíndrica se desarrolló un sistema de movimiento donde el paciente podía rotar su mano a la posición que más le favorezca. Al igual que en la muñeca, fueron implementados los mismos agujeros para su respectiva unión.

La pieza partió de tres figuras: dos círculos y un rectángulo unidos entre sí, para darle la forma deseada se le realizaron redondeos y curvas, por lo tanto, se le hicieron orificios en la parte interna para lograr pasar el nailon y en la parte inferior donde van sujeto los tornillos se le hicieron orificios

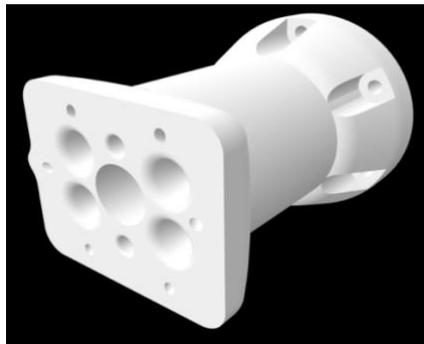


Figura 25. Vista frontal y superior de la muñeca. (Propia autoría)

Dimensiones: 71.3 x 71.1 x 88.9 mm

7.2.5 Antebrazo

En esta pieza fueron ubicados la mayoría de los componentes electrónicos, para su creación se realizó de un círculo que fue extruido y posteriormente vaseado al cual se le realizó un sistema de encaje en la pieza del codo. Esta fue una pieza completamente hueca, que contaba con tres aberturas, una donde fue ubicado el puerto donde se realizó la carga de las baterías, una abertura para el switch y la más grande para el led shield, dentro de ella también estaba ubicado y pegado el servomotor



Figura 26. Vista frontal y superior del antebrazo (Propia autoría)

Dimensiones: 71.0 x 71.0 x 96.0 mm

7.2.6 Codo interno

La pieza interna del codo permitió tener el engranaje principal y fijo para darle movimiento mecánico a la pieza.

Esta pieza se realizó mediante un plano donde se construyó la forma principal y fue extruida donde en la parte de sujeción con el codo, luego en la parte frontal se le realizó un plano con un ángulo de 2° hacia afuera de la pieza el cual fue extruido para darle la forma deseada, al igual que en las piezas anteriores se le realizó un vaciado a la parte interna y se fue modelando a través de la herramienta de redondeo para una forma estética, luego se le creó el sistema de triquete para el movimiento del codo, finalmente se le hizo el orificio por donde pasa un tornillo con la herramienta de taladro.

La parte de circular de la pieza cumple la función de generar espacio para terminar de incluir componentes electrónicos como las baterías, el sensor y el Arduino que fue adherido a las paredes de esta parte de la pieza.

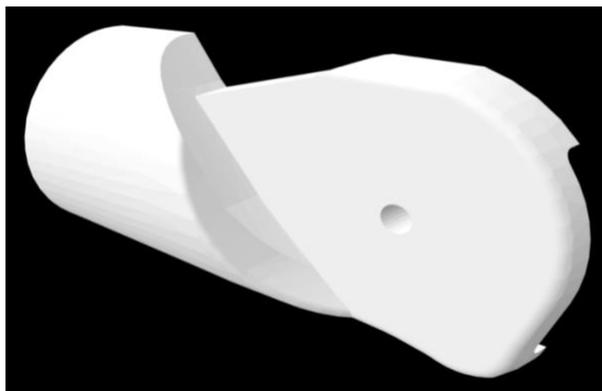


Figura 27. Vista frontal del codo interno (Propia autoría)

Dimensiones: 125.5 x 80.1 x 37.6 mm

7.2.7 Codo externo

Esta pieza toma esta forma debido a que es la encargada de cubrir el codo interno, está a su vez tenía un agujero que le permitió al codo externo unirse mediante con tornillo con esta pieza.

Esta pieza se construyó con la herramienta superficie, luego fue moldeada y finalmente se le realizó un orificio en la parte inferior donde se sujeta con el codo interno.



Figura 28. Vista frontal del codo externo. (Propia autoría)

Dimensiones: 81.4 x 82.6 x 29.2 mm

7.2.8 Soporte

El soporte fue el encargado de ajustar todo el brazo al muñón del paciente, este estaba desarrollado con una característica de trenzado y de uniones los cuales se sujetaron con un hilo cola de ratón, cabe resaltar que este mismo hilo paso a través de un elemento móvil en forma de gancho que le permitió hacer el ajuste final al muñón.

Para el soporte se realizó un plano donde se creó la forma principal de la pieza, luego se extruyó y posteriormente en la vista lateral de la pieza se crearon 5 conductos por donde pasaba el hilo como fue expuesto anteriormente, luego se creó el sistema de bloqueo que sujeta el con firmeza el brazo y finalmente se hicieron los orificios en la parte inferior donde estaban ubicados los tornillos

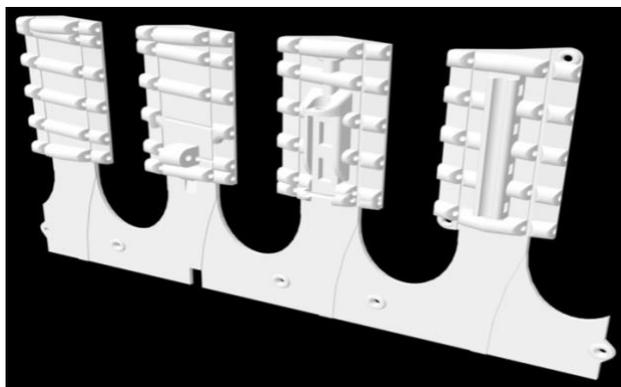


Figura 29. Vista frontal del soporte(Propia autoría)

Dimensiones: 271.0 x 167.4 x 15.5 mm

7.3 MATERIALES

7.3.1 Myoware

La actividad muscular fue captada a través del sensor myoware por medio de los electrodos ubicados en el músculo del paciente, esta ubicación tenía un gran efecto en la intensidad de la señal, por lo tanto, se realizaron diferentes pruebas para identificar la intensidad muscular en diferentes puntos del muñón, debido a que si el sensor no se ubicaban en el lugar correcto esto reduciría la intensidad y calidad de la señal, por esta razón los electrodos fueron ubicados en el punto donde se identificó mayor intensidad como se identifica en la figura 30, dos electrodos en el bíceps (rojo y azul) y uno en el triceps (negro), cabe resaltar que esta intensidad se podía verificar en el led shield.

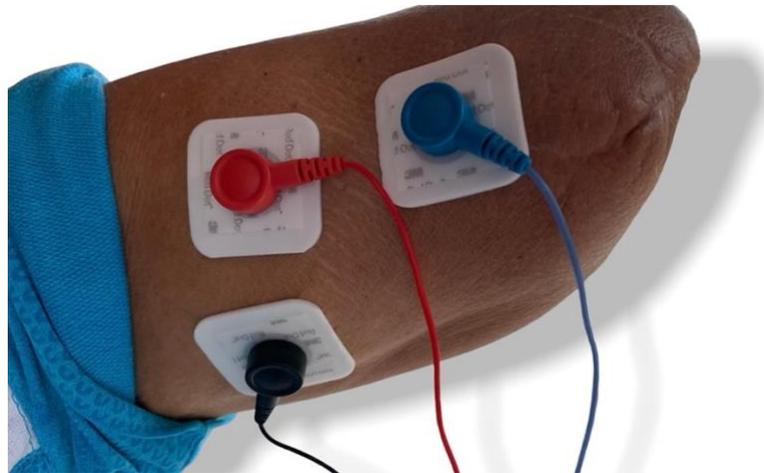


Figura 30. Ubicación de electrodos en el muñon (Propia autoría)

Este sensor también contaba con dos leds donde se podía verificar la actividad muscular, si el led verde encendía era porque existía actividad muscular y si estaba en rojo era porque estaba en reposo, lo más importante es que contaba con un potenciómetro donde se podía regular la ganancia con respecto al movimiento del músculo.

7.3.2 Arduino nano every

La señal analógica obtenida del sensor myoware fue tomada a través del pin A3 del arduino, este es un pin de entrada que permite la recolección de datos. Para procesar esta señal se debía tener en cuenta el rango de actividad muscular que tenía una persona, según la sección 7.9.2 de este documento se logró identificar que la señal estaba comprendida entre un rango de 180 y 200 baudios para garantizar un perfecto funcionamiento debido a que si estos pulsos se encontraban por debajo del rango su resultado se podría ver reflejado en movimientos indeseados, por esta razón se limitó la lectura de las señales a un rango igual o superior de 270 baudios.

Para visualizar las señales captadas del sensor se inició el puerto serial en 9600, dentro de esta visualización se debían obtener los valores en milivoltios, por lo tanto, fue necesario dividir la señal captada entre 1023 y multiplicarlo por 5, de esta manera se pasó de baudios a milivoltios. Los valores recibidos fueron impresos a través de las herramientas encontradas

en el software como son el monitor serial y en el serial plotter, cabe resaltar que para visualizar los valores en la gráfica los milivoltios debían ser multiplicados por 1000.



Figura 31. Arduino nano every [38]

7.3.3 Servomotor MG996

Este servomotor manejó un torque de 11kg/cm, por lo tanto, el peso máximo que soportaba era de 11kg debido a que su carga estaba a un centímetro de distancia del eje de giro esto permitió la realización de los movimientos del brazo en la mano, con una velocidad de 0.17 segundos (s) por cada 60° que se realizaba, teniendo en cuenta que su giro era de 0° a 180°.

Se pudo manipular, al igual que el sensor con arduino, trabajo con 5v, donde se conectaron sus 3 terminales una en la alimentación (rojo) y una en la tierra (marrón) y la última terminal (amarilla) recibió la señal enviada de Arduino con su respectiva programación. Este motor se anclaba en la pieza del antebrazo a la prótesis donde fueron accionados los movimientos de apertura y cierre de la mano a través de los nailon que fueron conectado.

Se decide utilizar este servo debido a que contaba con una alta precisión, con engranajes de metal y un peso promedio de 55g.



Figura 32. Servomotor [38]

7.3.4 Cargador de baterías TP4056

Es un módulo que permitió cargar las baterías de litio, se tenía en cuenta que se necesitaba un sistema de carga con voltaje de salida y este módulo nos permitía incorporar esta característica en el proyecto, además el puerto de entrada de la carga era tipo C que en este momento es muy comercial y podría servir el cargador de los teléfonos, su tamaño de 25 x 19 x 10 mm y su precio económico eran un factor importante.

Este módulo contaba con un led que indicaba un color cuando estaba cargado y otro color cuando se encontraba totalmente descargada.

De este módulo a través de OUT+ y OUT- como se evidencia en el figura se obtenía un voltaje similar a 4.3 voltios (v).

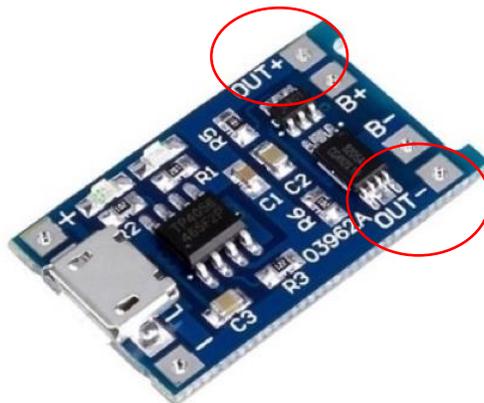


Figura 33 Módulo TP4056 (Propia autoría)

7.3.5 Elevador de voltaje MT3608

Como su nombre lo indica fue utilizado para elevar el voltaje, debido a que se obtenían 4.3 v del módulo cargador de batería como se indica anteriormente y para el funcionamiento del sistema se necesitaban 5v, cuyo voltaje fue suministrado al Arduino, al sensor y al motor, cabe resaltar que en el momento donde se amplificaba el voltaje disminuía la corriente para compensar el aumento del voltaje.

A través del potenciómetro se regulaba el voltaje deseado, cabe resaltar que los terminales de la salida del módulo de carga eran conectados a la entrada de este módulo como se indica en la figura 34.



Figura 34 MT3608 conexión de entrada de voltaje (Propia autoría)

7.3.6 Led shield

Este fue un complemento para el sensor donde se verificó el comportamiento muscular, estaba compuesto por 10 barras leds que indicaban la intensidad de la actividad muscular. A medida que la actividad muscular era más intensa, la placa reflejaba más números de leds encendidos, de esta manera se pudo visualizar el comportamiento de la señal.



Figura 35. Leds shield myoware (propia autoría)

7.3.7 Impresora 3d artillery x2

Es una máquina que permitió imprimir figuras en 3D con base al diseño realizado, con esta impresora se realizaron cada una de las piezas del brazo. Esta máquina trabaja con filamentos, en este caso fue empleado un material llamado PLA+, y manejaba una nivelación automática de cama.

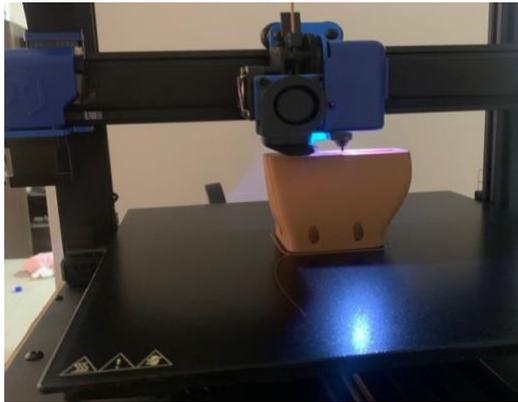


Figura 36. Impresora 3D trabajando (Propia autoría)

7.3.8 Batería Ion de litio 18650/ 3,7v/ 2,5a

Estas baterías fueron empleadas debido a que eran baterías recargables con 3,7 V y capacidad de 1600 a 3600 mAh, también eran baterías livianas con dimensiones de 18x65mm nivel, con un bajo nivel de autodescarga y tenían larga vida útil de 500 a 1000 ciclos.

Fueron utilizadas para el almacenamiento de la energía que fue suministrado al sistema.



Figura 37. Baterías (Propia autoría)

7.4 CIRCUITO ELECTRÓNICO DEL SISTEMA

El circuito electrónico estuvo dividido en dos secciones como se indica en la figura 38:

La sección 1. Estaba compuesta por un cargador de baterías tp4056, el cual se alimentaba de una fuente externa, y este a su vez se conectaba con la batería,

de manera que la batería obtuviera carga, ese voltaje que salía de la batería fue amplificado debido a que el voltaje obtenido correspondía a 4,2V y para que el sistema funcionara correctamente se debían obtener 5v, por lo tanto, este voltaje se elevó a través de del elevador de voltaje MT3608.

Luego de las conexiones establecidas, la salida positiva del elevador de voltaje fue conectada al Arduino y al sensor myoware, la salida negativa fue conectado al switch y está a su vez fue conectada a la tierra del Arduino.

En las conexiones del myoware se encontraba una entrada positiva que lo alimentaba como se indica anteriormente con la batería, el negativo que iba a la tierra del arduino y la señal rectificada que iba directamente al led shield y esta misma señal estaba acompañada de un diodo que se conectaba con el Arduino a través del puerto A3. Al igual que el myoware en el led shield su conexión positiva de alimentación estaba alineada con la batería y la conexión negativa fue a la tierra del arduino.

En la sección 2. Se realizaron las mismas conexiones en tanto a la batería, el cargador de la batería TP4056 y el elevador MT3608, cabe resaltar que esta batería alimentaba únicamente al servomotor MG996 aportando 5V, se realizó a traves de las conexiones positiva y negativa de alimentación. Con respecto a la señal, esta se conectó a través del puerto D9 con el Arduino y un componente adicional entre ellos fue el diodo.

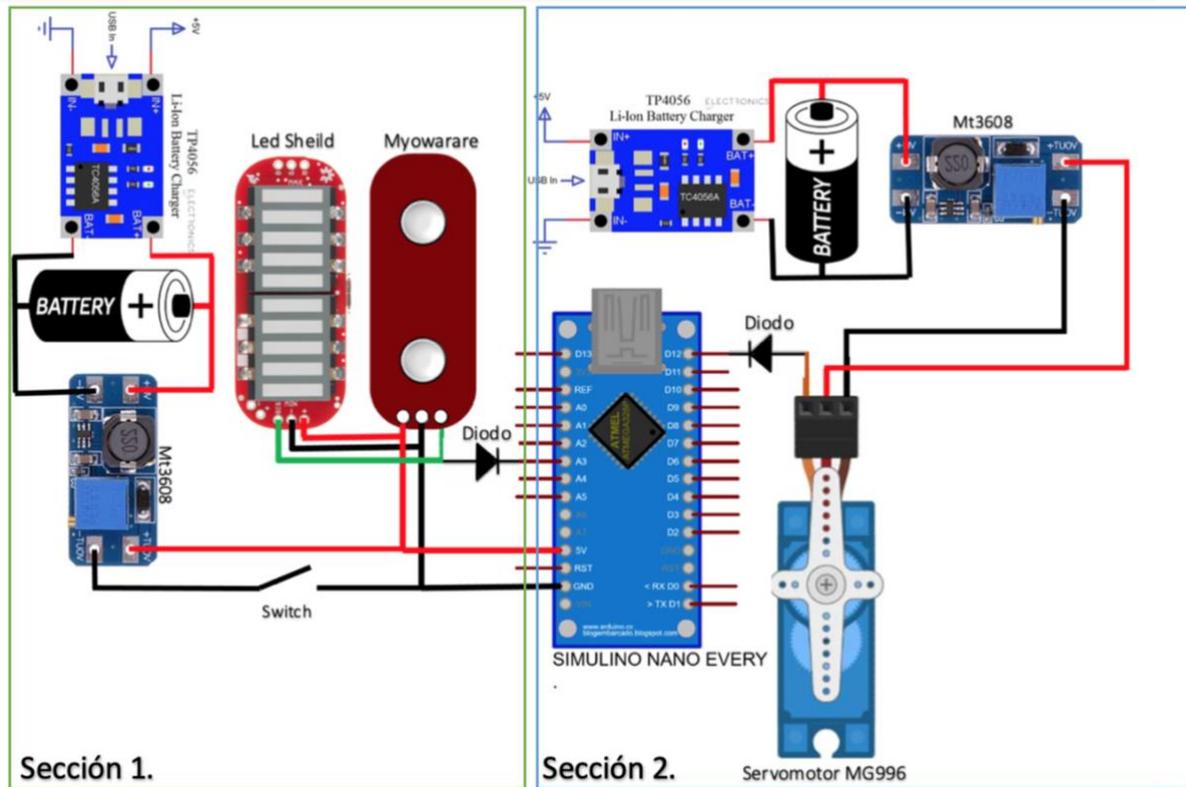


Figura 38 Circuito electrónico del sistema por secciones. (Propia autoría)

7.5 CÁLCULOS TEÓRICOS DEL FUNCIONAMIENTO DE LA BATERÍA

Fue necesario identificar el comportamiento de la batería con respecto a la durabilidad de carga y el rendimiento que esta tendría con el dispositivo. En la figura 39. Se puede evidenciar los diferentes voltajes y corrientes que fluyeron a través del circuito.

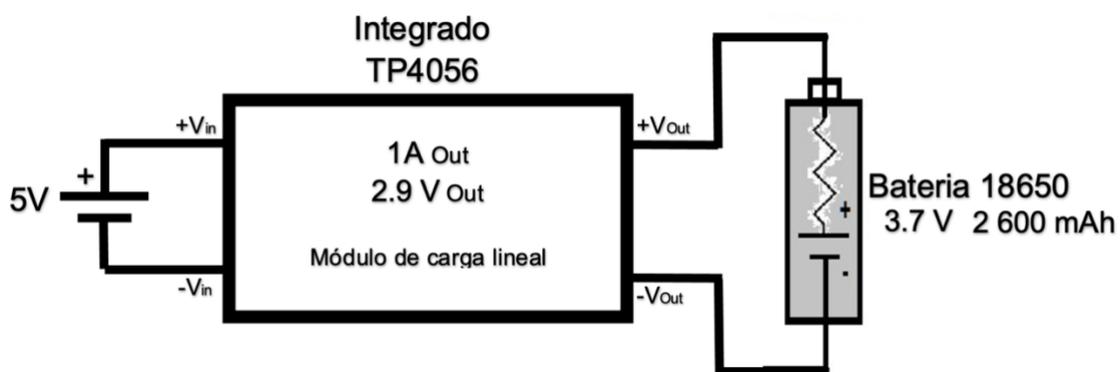


Figura 39 Circuito de la batería y el integrado TP4056 (Propia autoría)

En el cálculo de potencia de la batería (PB) se tuvo en cuenta el voltaje y amperaje en horas de la batería.

$$PB = I * V \text{ Ecuación 3}$$

Para obtener la corriente en término de amperios horas (Ah) se realizó la conversión de 2.600mAh, dando como resultado 2,6Ah

$$PB = 2,6Ah * 3.7v \text{ Ecuación 4}$$

$$PB = 9.62Wh$$

Los cálculos de la potencia del integrado TP4056 (PI) se realizaron teniendo en cuenta el voltaje de 2.9 y el amperaje de 1 que este consumía.

$$PI = I * V \text{ Ecuación 5}$$

$$PI = 1A * 2.9V$$

$$PI = 2.9W$$

En el caso del tiempo de carga de la batería se tuvo en cuenta la potencia de la batería y la potencia del integrado, que al dividirlo entregaban el tiempo de carga.

$$T = \frac{PB}{PI} \text{ Ecuación 6}$$

$$T = \frac{9.62 Wh}{2.9 W}$$

$$T = 3.31h$$

7.6 Cálculo energético total del consumo de los elementos presentes en el circuito

El dispositivo contaba con todos sus elementos electrónicos conectados en paralelo como se identifica en la figura 40. Esto con el fin de garantizar mediante la ley de voltaje de Kirchhoff que todos sus elementos tuvieran el mismo voltaje de entrada igual a 5 V.

El circuito estaba alimentado por dos sistemas los cuales proporcionaban 5V y una corriente de 1.85A. Como las dos alimentaciones estaban conectadas en

paralelo, las corrientes se sumaban para dar un total de 3.7 A y se mantenían los 5 V del sistema.

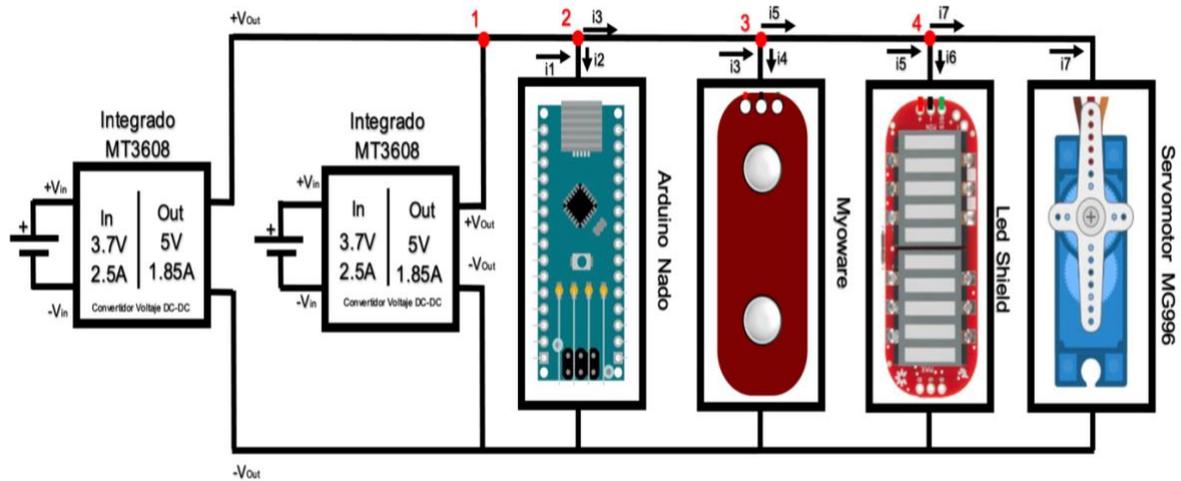


Figura 40 Circuito con nodo y registro de corrientes. (Propia autoría)

Según la ley de Kirchoff de corrientes se obtuvo que la sumatoria de corrientes que entran al nodo es igual a la sumatoria de las corrientes que salen de un nodo. Para el segundo nodo se obtiene que el consumo de corriente del Arduino nano fue de 15mA que corresponde a i_2 e i_1 sería la corriente proveniente de las fuentes que fue de 3.7A, de esto se pudo deducir que:

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad \text{Ecuación 7}$$

Reemplazando los datos conocidos se obtuvo que:

$$3.7A = 15mA + i_3$$

$$i_3 = 3.685A$$

En el estudio del nodo tres se conoció la corriente de entrada i_3 y la corriente de consumo del Myoware que fue correspondiente a 14mA el cual fue i_4 . Usando la ley de Kirchoff para corrientes se obtuvo que:

$$i_3 = i_4 + i_5 \quad \text{Ecuación 8}$$

Reemplazando los datos conocidos:

$$3.685A = 14mA + i_5$$

$$i_5 = 3.671A$$

Para el estudio del nodo cuatro se conoce la corriente de entrada i_5 y la corriente de consumo del Led Shield que fue correspondiente a 40mA el cual fue i_6 . Se utilizó la ley de Kirchhoff para corrientes:

$$i_5 = i_6 + i_7 \quad \text{Ecuación 9}$$

Reemplazando los datos conocidos:

$$3.671A = 40mA + i_7$$

$$i_7 = 3.631A$$

Durante el estudio del último nodo se conoció la corriente de entrada i_7 y la corriente de consumo del Servomotor MG996 que fue de 900mA. Usando la ley de Kirchhoff para corrientes:

$$i_7 = i_8 + i \quad \text{Ecuación 10}$$

Reemplazando los datos conocidos:

$$3.631A = 900mA + i$$

$$i = 2.731A$$

Para obtener la corriente que necesitaba el circuito para operar se realizó la resta de la corriente calculada con la corriente que ofreció el sistema y se obtuvo como resultado:

$$i_c = i_1 - i \quad \text{Ecuación 11}$$

Reemplazando los datos conocidos:

$$i_c = 3.7A - 2.731A$$

$$i_c = 0.969A = 969mA$$

Para estudiar cuanto es el tiempo que duraba el brazo hasta que el sistema de baterías se descargara se analizó el consumo del sistema que fue de 969mA, el sistema proporciona un voltaje de 5V y tenía 2600mAh :

$$T = \frac{2600mAh}{900mA} = 2.88h$$

Este tiempo fue el consumo máximo en donde el servomotor MG996 estaba activo durante todo el tiempo que el sistema estaba energizado, para calcular el tiempo en reposo (T_r) le fue restado el consumo del servomotor que

era de 900mA; para un total de consumo de corriente de $i=960\text{mA}-900\text{mA}$; $i=60\text{mA}$, entonces:

$$Tr = \frac{2600\text{mAh}}{60\text{mA}} = 43.3\text{h}$$

7.7 DESARROLLO ESTÁTICO DEL BRAZO Y ANÁLISIS DE FUERZAS

Para identificar y determinar la cantidad de fuerza que podía soportar el brazo se debía tener en cuenta las distintas relaciones de esfuerzos presentes en el sistema, como lo podemos evidenciar en el diagrama de cuerpo libre de un brazo a continuación.

Para resolver la variación de las reacciones presentadas en el brazo en función del ángulo, se derivaban de realizar el diagrama de cuerpo libre.

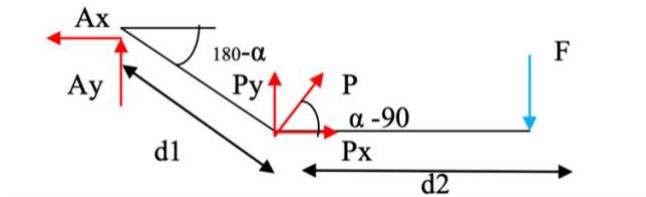


Figura 41. Diagrama de cuerpo libre

Donde:

A_x : Reacción en el apoyo en dirección x

A_y : Reacción en el apoyo en dirección y

P_x : Fuerza que se desarrolla en el brazo en dirección x

P_y : Fuerza que se desarrolla en el brazo en dirección y

F : Fuerza que soporta el brazo.

P : Fuerza resultante.

α : Ángulo en el que varía las reacciones.

d_1 : Distancia del brazo.

d_2 : Distancia del antebrazo.

Realizando sumatoria de fuerzas igual a cero:

$$\sum F_x = -A_x + P_x = 0 \quad \text{Ecuación 12}$$

$$\sum F_y = -A_y + P_y - F = 0 \quad \text{Ecuación 13}$$

Realizando sumatoria de momentos alrededor en el apoyo A:

$$P_y d_1 \cos(180-\alpha) + P_x d_1 \sin(180-\alpha) - F(d_2 + d_1 \cos(180-\alpha)) = 0 \quad \text{Ecuación 14}$$

Relación $P_x = P_y$

$$P_y = P_x \tan(\alpha - 90) \quad \text{Ecuación 15}$$

Dado que se tenían cuatro ecuaciones y cuatro incógnitas (A_x , A_y , P_x , P_y):

$$P_y = \frac{F d_2 + F d_2 \cos(180-\alpha)}{d_1 \cos(180-\alpha) + \frac{d_1 \cos(180-\alpha)}{\tan(\alpha-90)}} \quad \text{Ecuación 16}$$

$$A_y = F - \left[\frac{F d_2 + F d_2 \cos(180-\alpha)}{d_1 \cos(180-\alpha) + \frac{d_1 \cos(180-\alpha)}{\tan(\alpha-90)}} \right] \quad \text{Ecuación 17}$$

$$P_x = \frac{\left[\frac{F d_2 + F d_2 \cos(180-\alpha)}{d_1 \cos(180-\alpha) + \frac{d_1 \cos(180-\alpha)}{\tan(\alpha-90)}} \right]}{\tan(\alpha-90)} \quad \text{Ecuación 18}$$

De esta manera se identificaron las ecuaciones para el cálculo de fuerzas A_x , A_y , P_x y P_y .

Tabla 9. Datos de entrada

DATOS DE ENTRADA		
DISTANCIA d1	0.32	m
DISTANCIA d2	0.27	m
FUERZA A RESISTIR	17.6	N
FUERZA A RESISTIR EN LIBRAS	4	lb
ANGULO EN GRADOS	170	°

Las distancias d1 y d2 correspondían a medidas reales del paciente, donde la distancia d1 correspondía al humero y la distancia d2 correspondía a la suma del antebrazo con la mano. La fuerza por resistir era un dato apreciativo al igual que el ángulo.

Para obtener los valores de las distintas reacciones se remplazaron los datos de distancia y fuerza que ya se tenían en la tabla 1 en las ecuaciones de Ax, Ay, Px y Py.

Los valores correspondientes para cada reacción eran:

$$\begin{aligned}
 P_y &= 81.113 \text{ N} & P_x &= 14.302 \text{ N} \\
 A_y &= -63.513 \text{ N} & A_x &= 14.302 \text{ N}
 \end{aligned}$$

7.8 RECOLECCIÓN DE DATOS

En el proceso de recolección de datos se identifica a través de la información obtenida en la muestra poblacional.

7.8.1 Muestra poblacional

La muestra fue un adulto con discapacidad que presentó ausencia de miembro superior izquierdo, específicamente desde la mano hasta el codo, dicha ausencia fue causada por un accidente hace 7 años trabajando en una torre de alta tensión. Este sujeto de prueba tenía las siguientes características:

- Nombre: Dionfanel José Tapia Ferpa
- Lugar de nacimiento: Orejero - Sucre

- Edad: 51 años
- Peso: 74kg
- Estatura: 182cm
- Lugar de asentamiento: Magangué - Bolívar

7.9 ANÁLISIS DE RESULTADOS

El objetivo número uno se desarrolló a través de la herramienta tecnológica solid woks, se implementó un diseño sencillo y práctico donde se le permitió a la persona hacer movimientos y manipulaciones de objetos sencillas como apertura y cierre de mano.

Se propuso un material plástico, el cual fue fácil de implementar como el PLA+ debido a que este material cuenta con características como: calidad de impresión muy alta, con una resistencia al impacto media, al igual que una adhesión entre capas media, este material también cuenta con un módulo de elasticidad de 2.7 Giga pascales referente a la resistencia que este material tiene, Además, es un material fácil de reciclar, ya que al ser un plástico no petroquímico es una excelente elección como material ecológico. Se evidencia dicho material en la impresión 3D del brazo robótico realizado.

En el programa de solid Works se efectuaron diferentes estudios para piezas como: dedos y codo, de forma general en las figuras se evidencia una escala de colores donde el azul es la escala más baja a la cual estaba expuesta la figura y el rojo la escala más alta en donde puede sufrir daño la estructura.

La fuerza a la que fueron sometidas las falanges proximales en el programa de solidworks fue de 10N.

En la figura 42 se estableció el estudio de tensión del dedo, como se demostró en la figura, fue muy poca la tensión que sufrió el dedo, solo se puede notar alta tensión en el punto superior por donde fueron pasados los nailon.

La tensión en el dedo mínima fue de $3.526e+03$ N/m² y la máxima de $2.394e+06$ N/m².

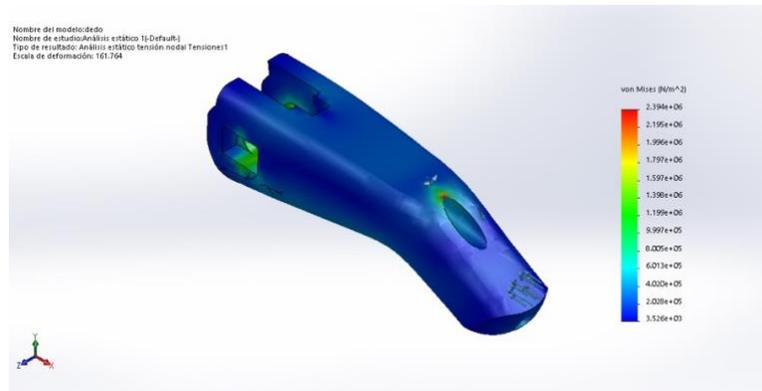


Figura 42 Tensión del dedo (propia autoría)

También se estableció el estudio de desplazamiento del dedo, como se demostró en la figura 43, el dedo sufrió su mayor desplazamiento desde el inicio de la estructura en forma descendente, es decir, que la punta de los dedos tuvo mayor movimiento.

El desplazamiento en el dedo mínimo fue de 0.000e+00 mm y la máxima de 2.877e-02 mm.

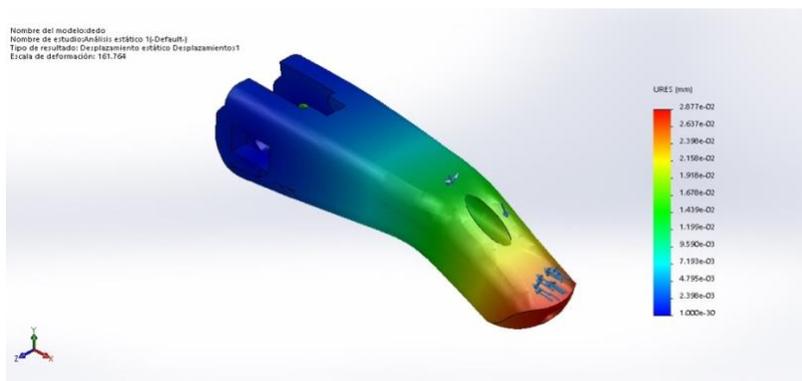


Figura 43. Desplazamiento del dedo (propia autoría)

Para la deformación unitaria del dedo tiene el mismo comportamiento que en la tensión, su mayor deformación se encuentra en el punto superior por donde se pasa el nailon para sujetar la pieza, al igual que en las figuras anteriores se identifica según la intensidad del color, en este caso color rojo.

La deformación unitaria en el dedo mínima fue de 6.155e-07 y la máxima de 4.967e-04.

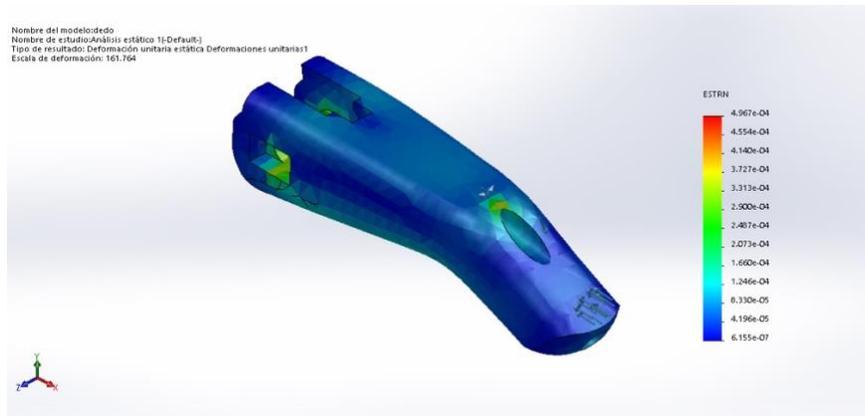


Figura 44. Deformación unitaria del dedo (propia autoría)

La fuerza a la que fueron sometidas las falanges proximales en el programa de solidworks fue de 10N.

En la figura 45 se estableció el estudio de tensión de la falange proximal, como se identifica en la figura, la tensión máxima se ubicaba en el pasador primario de sujeción por donde se pasaba el nailon, en resto de la figura la tensión es muy baja, en comparación con los dedos se evidenció que esta pieza soporta más tensión.

La tensión mínima fue de $6.280e+02 \text{ N/m}^2$ y la máxima de $6.320e+06 \text{ N/m}^2$.

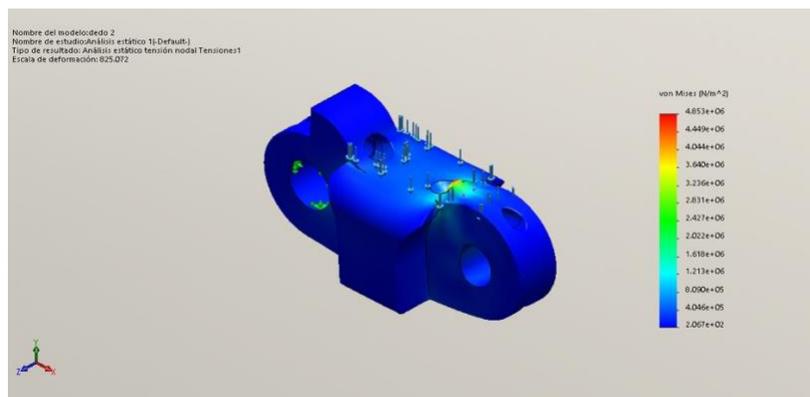


Figura 45. Tensión de la falange proximal (propia autoría)

También se estableció el estudio de desplazamiento de la falange proximal, como se demuestra en la figura 46, la mitad de la falange sufrió diferentes magnitudes en desplazamientos y la zona más donde sufría mayor desplazamiento es la que conecta a la falange con el dedo siendo este punto donde se producía mayor movimiento.

El desplazamiento mínimo fue de $0.000e+00$ mm y la máxima de $1.289e-02$ mm.

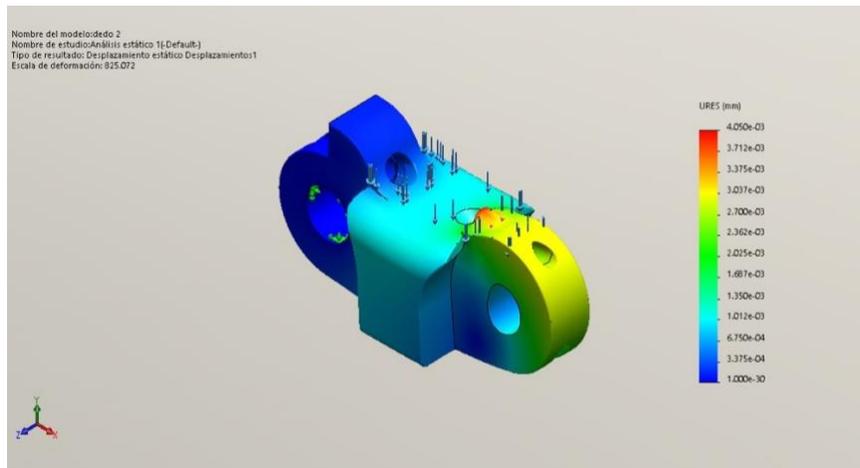


Figura 46. Desplazamiento de la falange proximal (propia autoría)

Para la figura 47. La deformación unitaria de la falange presento el mismo factor que en la tensión de la falange, ya se produjo el desplazamiento sobre los mismos puntos.

La deformación unitaria mínima fue de $3.410e-07$ y la máxima de $1.364e-03$.

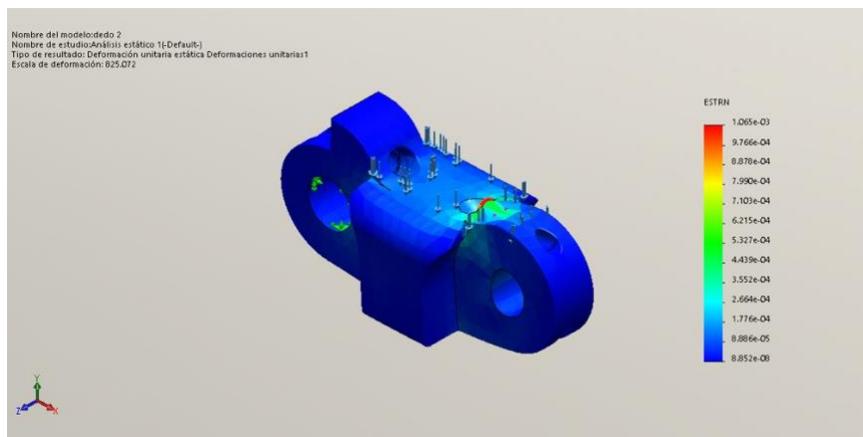


Figura 47. Deformación unitaria de la falange proximal (propia autoría)

Esto permitió identificar que para esta pieza el punto más crítico es aquel donde se produjo la conexión de esta pieza con el dedo.

En esta pieza se suministró una fuerza de 20N.

Con respecto a la tensión del codo interno, se identificó que sufre muy poca tensión, los puntos donde se encontró mayor tensión se encuentran marcados en verde y es en la parte superior donde se conecta con la pieza del antebrazo.

Este punto es el que soporta el peso de la estructura, por esto es el punto que está más expuesto.

La tensión mínima fue de $6.751e+02$ N/m² y la máxima de $1.896e+07$ N/m².

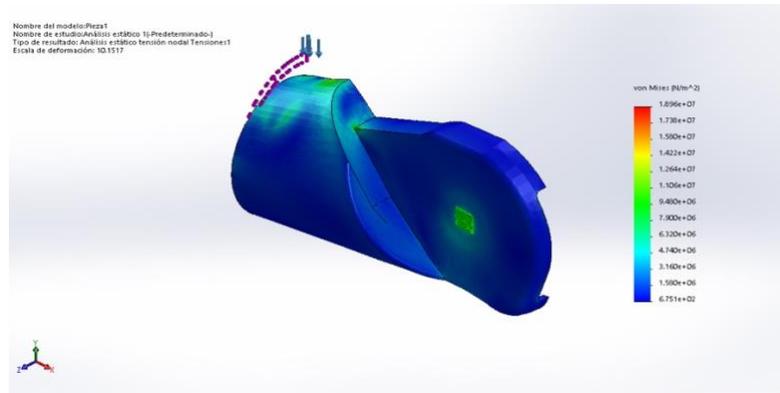


Figura 48. Tensión del codo interno (propia autoría)

Para el desplazamiento del codo interno, su mayor magnitud expuesta estuvo en la parte donde conectaron con la pieza del antebrazo denotando un color verde, en la parte superior donde esta conexión se logró apreciar un mayor desplazamiento gracias a la apreciación del color rojo.

El desplazamiento mínimo fue de $0.000e+00$ mm y la máxima de $1.492e+00$ mm.

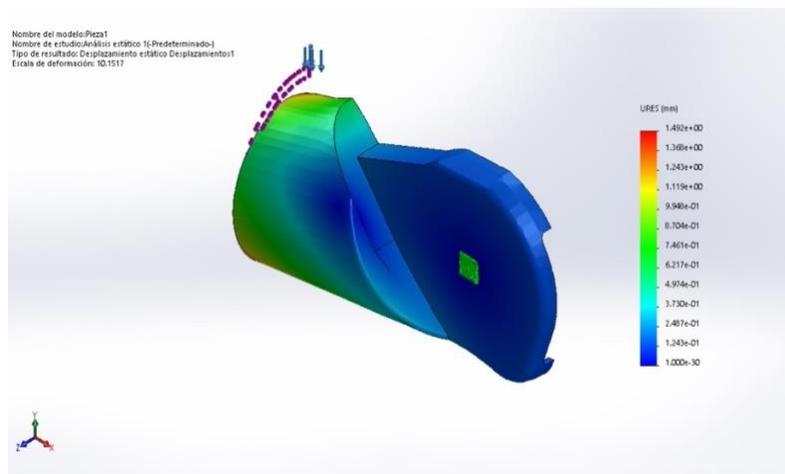


Figura 49. Desplazamiento del codo interno (propia autoría)

Al igual que en la tensión solo sufre una deformación unitaria en la parte superior de la conexión con la pieza del antebrazo, denotada en el color verde.

La deformación unitaria mínima fue de $1.839e-07$ y la máxima de $9.284e-03$.

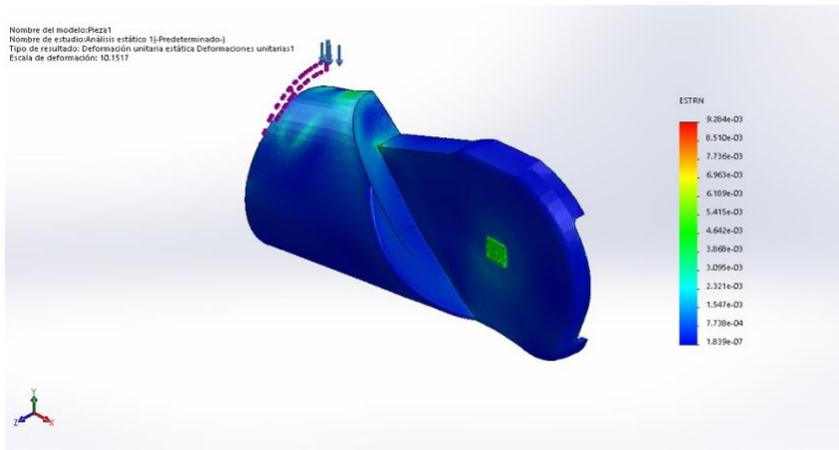


Figura 50. Deformación unitaria del codo interno. (propia autoría)

Al igual que en el codo interno, al codo externo se le aplicó una fuerza de 20N. En la figura 51 se evidencia una tensión del codo externo mínima, identificada por la denotación del color azul.

La tensión mínima fue de $6.751 \times 10^2 \text{ N/m}^2$ y la máxima de $2.548 \times 10^7 \text{ N/m}^2$

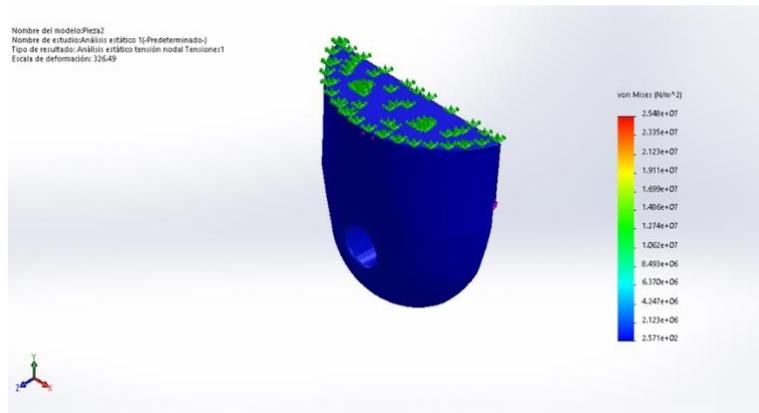


Figura 51. Tensión del codo externo. (propia autoría)

En esta figura también se evidencian desplazamiento pequeño.

El desplazamiento mínimo fue de $0.000 \times 10^0 \text{ mm}$ y la máxima de $2.865 \times 10^{-2} \text{ mm}$.

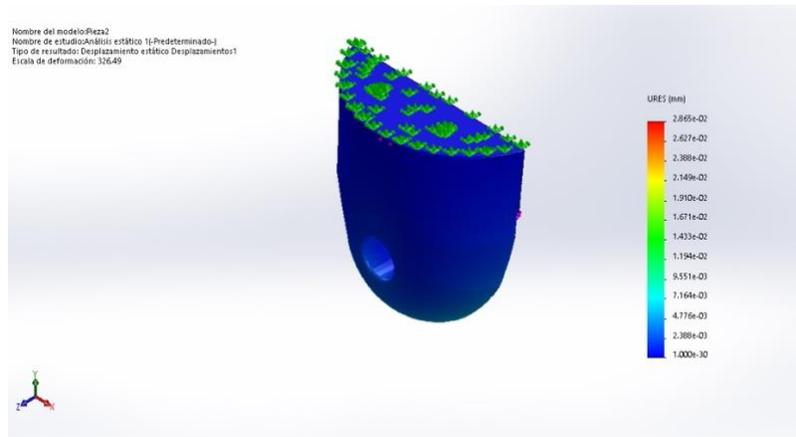


Figura 52. Desplazamiento del codo externo (propia autoría)

La deformación unitaria que sufre la pieza es poco debido a que al igual que en la dos figuras anteriores (51-52) se puede identificar a través de la escala de colores.

La deformación unitaria mínima fue de $1.237e-07$ y la máxima de $6.746e-03$

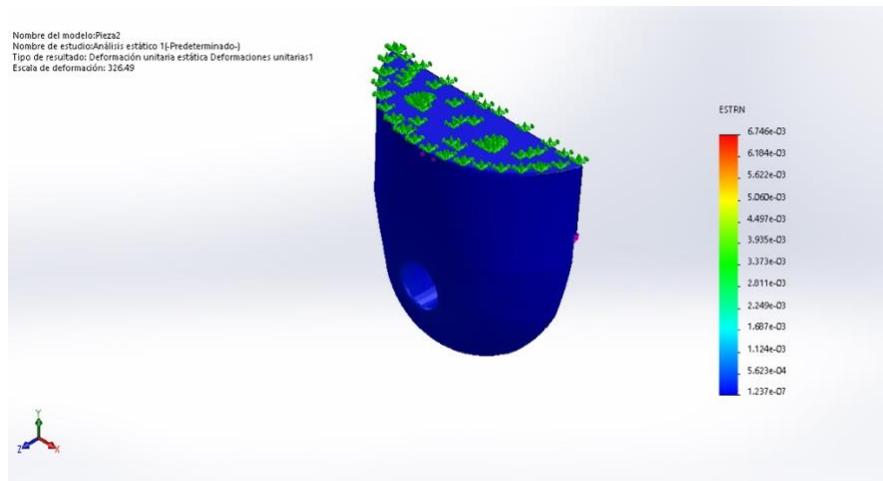


Figura 53. Deformación unitaria del codo externo (propia autoría)

7.9.1 Análisis de las pruebas realizadas por el prototipo

Fue importante determinar los factores que se tuvieron en cuenta en el desarrollo de este dispositivo, por lo tanto, se determinaron 4 fases para su realización:

- Ensamble de la mano: para este ensamble se determinaron dos tipos de nailon, el elástico que fue empleado para las conexiones superiores entre cada una de las partes de la mano y un nailon rígido para las conexiones inferiores de esta misma, cabe resaltar que el nailon rígido fue directo al servomotor.

Al momento de terminar las uniones fue necesario adaptar terminales sobre el nailon, debido a que los amarres finales se soltaban.



Figura 54. Mano con ensamblaje completo (propia autoría)

- Integración de los componentes electrónicos: cada una de las conexiones de la señal fue realizada a través de cables apantallados al igual que el arduino y sensor, esto se debe a las alteraciones electromagnéticas que ocurrían dentro del circuito.

Todos los componentes fueron alimentados a 5v por medio de una fuente, en este caso a través de baterías que se encuentran unidas a un módulo de carga y este a su vez fue unido a un amplificador de voltaje.

La señal del servomotor fue directamente al sensor y la señal del sensor (movimiento muscular) fue conectado a arduino, estos enlaces se encuentran en los puertos A3 y 9, los cuales fueron programados en el software. Las conexiones realizadas se pueden verificar en la sección 7.4.



Figura 55. Parte de la electrónica ubicada en el interior del brazo (propia autoría)

- **Ensamble del codo:** esta estructura contaba con características de extensión y retracción controladas por un mecanismo. El cual permitía ubicar el codo en una posición deseada ante la cual se aplicaba una fuerza, permitiéndole el cambio de posición. Para regresar a la posición inicial se debía llegar al final de carrera que nos permite desactivar el mecanismo.



Figura 56. Ensamble completo del codo (propia autoría)

Sobre esta pieza recaían los dientes de la figura 57. Pero estos dientes eran soportados por un mecanismo en forma de gancho, el cual fue impulsado por un resorte que lo dirigía a una posición inicial que permitía la oposición del movimiento



Figura 57. Diente de soporte al engranaje (propia autoría)

En el codo se encuentra integrado un juego de engranajes los cuales permitieron hacer los movimientos de flexión y extensión, estos movimientos fueron controlados por uno dientes que hacían oposición al movimiento lo que permitió que el codo quedara en una posición fija, en caso de que la persona deseara cambiar de posición debía accionarle una fuerza para hacer que la pieza rotara.



Figura 58. Engranaje principal (propia autoría)

- Instalación del soporte: este soporte se desarrolló con un sistema de trenzado por medio del cual se pasó un hilo y de esta manera se generó el ajuste de la prótesis sobre el muñón, dentro del cual se empleó un hilo cola de ratón con el propósito de no lastimar al paciente. Al interior del soporte se instaló una cama de foamy con el objetivo principal de generar comodidad sobre el muñón.



Figura 59. Soporte completo. (propia autoría)



Figura 60. Soporte del muñón. (propia autoría)

7.9.2 Análisis de las pruebas realizadas por el dispositivo final

El sensor Myoware tenía una señal de fluctuación con valores de 175.95 mV y una señal Valué: 36.00 baudios estimados del monitor Serial del Arduino como se indica en la figura 61, estos datos fueron tomados de la señal rectificadora que obtuvo el Arduino del sensor el cual no estaba conectado al músculo, es decir, que esta señal era la que tenía el sistema sin la colocación de los electrodos en el brazo.

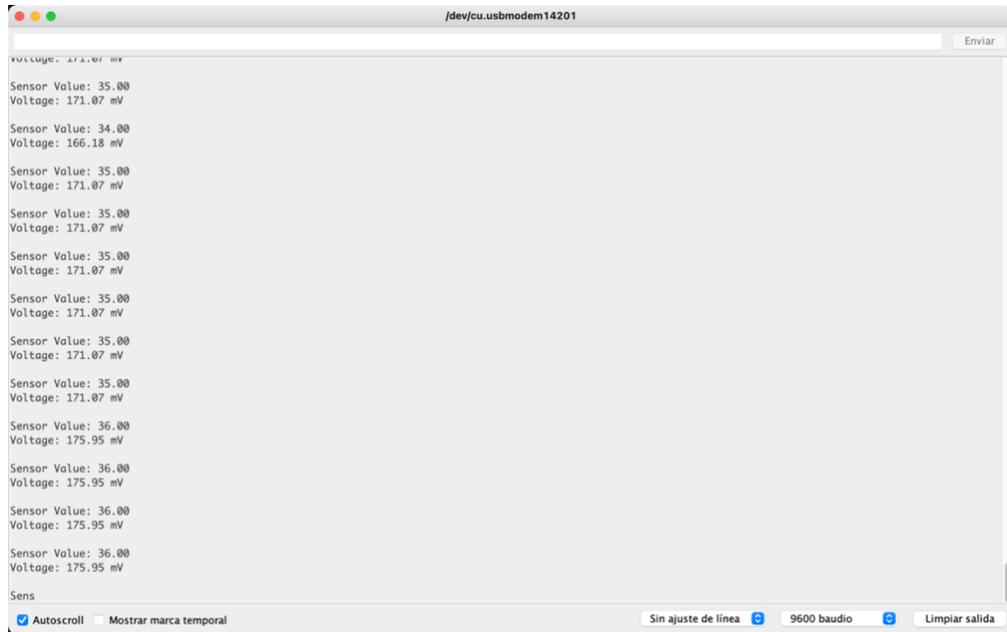


Figura 61 monitor serie sin actividad muscular (propia autoría)

En la figura 62. Se puede visualizar la gráfica del serial plotter donde se logró evidenciar los valores de valué y de milivoltios (mV) de la señal obtenida con respecto al tiempo donde en el eje x se tenían los valores de tiempo en milisegundos (ms), en el eje Y tendremos los valores de valué, y el voltaje en unidades de mV, de igual manera esta gráfica fue tomada sin la conexión de los electrodos al brazo.

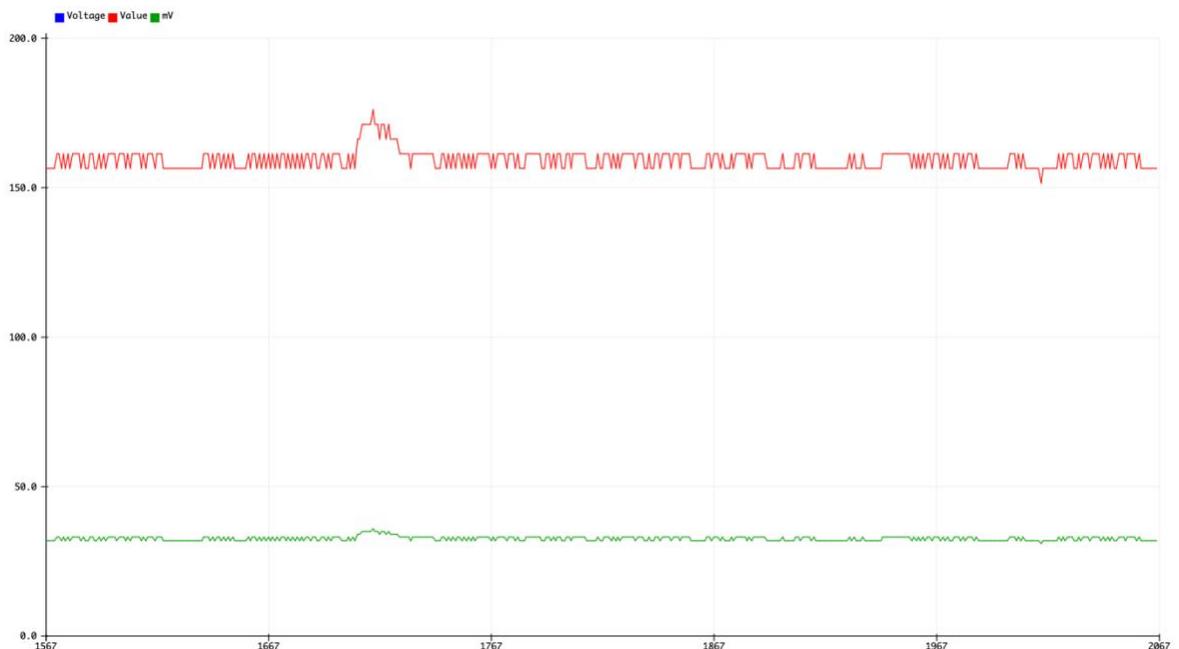


Figura 62 Gráfica en Serial plotter sin actividad muscular (propia autoría)

Proporcionando actividad muscular se pudo observar que en el monitor Serial del Arduino los valores mínimos obtenidos fueron de 44 baudios y 215.05 mV, también se obtuvieron picos máximos de 794 baudios y de 3885.63mV, esta fue la toma de señal que arroja el señor myoware por su salida de señal rectificadas.

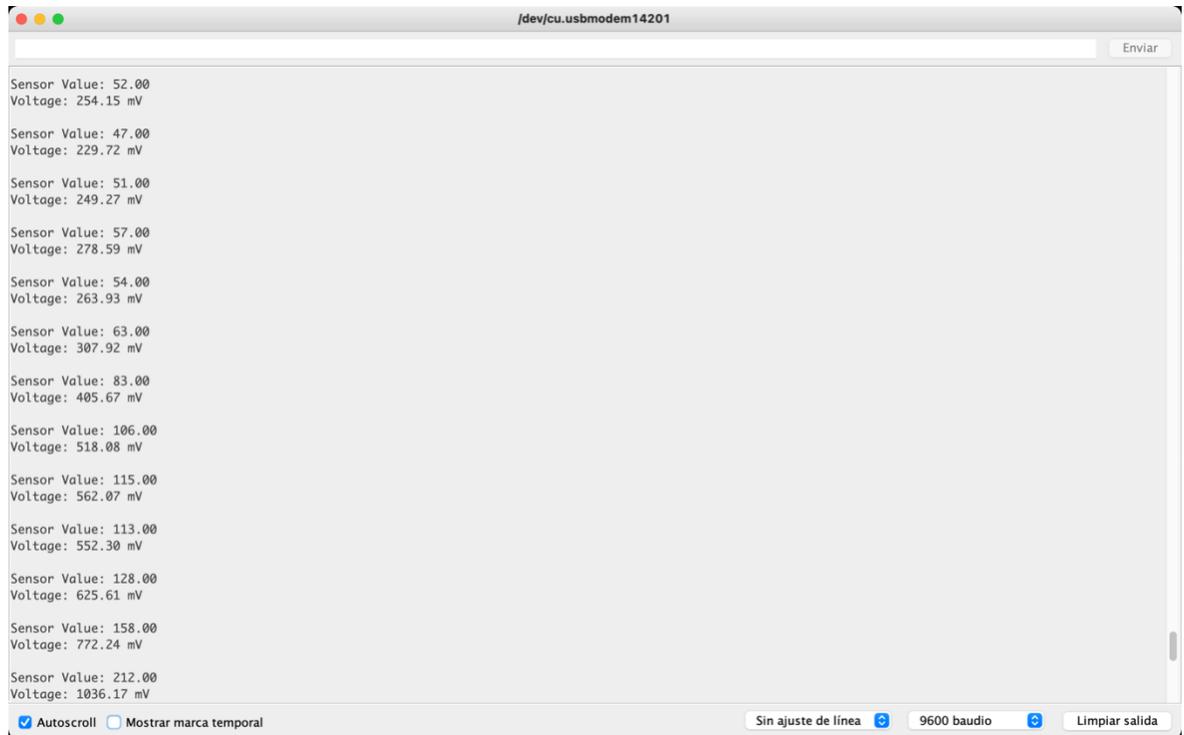


Figura 63 Monitor serial con actividad muscular (propia autoría)

En el caso de la visualización de los datos en la gráfica se podía visualizar los distintos picos que equivalen a las veces que se accionó el músculo, entre más alto es el pico, más fuerza muscular se ejecutaba y cuando los valores son bajos la actividad muscular está ausente, estas fueron las señales rectificadas que trasmite el myoware cuando había actividad muscular, los valores presentes en el eje x eran las del tiempo en unidades de milisegundo (ms) y las que estaban ubicadas en el eje Y son las de baudios y las de los milivoltios.

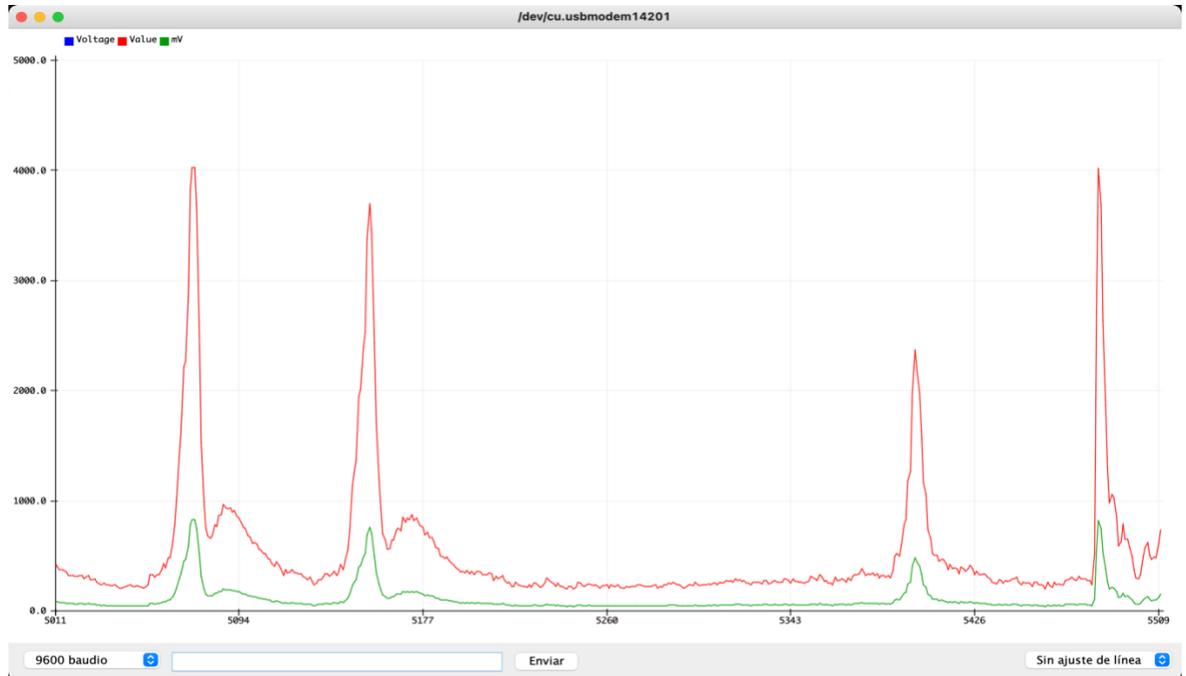


Figura 64 Gráfica con serial plotter con actividad muscular (propia autoría)

En el caso de la estructura física de la mano se debe tener en cuenta que, aunque la estructura podía soportar esfuerzos de 81.113N, 14.302N, -63.513N y 14.302N el sistema se limita a la fuerza máxima que podía soportar el servomotor MG996 el cual ofrecía un torque máximo de 11 Kg/cm, cabe resaltar que esta estructura permitió agarrar objetos de pequeñas dimensiones y de manera segura como pueden ser un vaso, pelota, etc. Para las figuras complejas o de agarres de un solo punto, como puede ser la oreja de una taza, el dispositivo se le imposibilitó mantenerlo, ya que la fuerza se distribuye por igual a todos los dedos proporcionados por un solo servomotor.



Figura 65. Agarre de la mano. (propia autoría)

El cálculo del peso del miembro amputado fue fundamental para el desarrollo de la prótesis debido a que si la prótesis excedía el peso de 1.702 kg podrían

desarrolla una prótesis donde se tiene en cuenta la ejecución de movimientos comunes y básicos que se requieren para desarrollar las actividades de la vida cotidiana.

El sistema de funcionamiento de la prótesis se verifica en la sección 4.1, es fundamental establecer la captación de las señales mioeléctricas para la apertura y cierre, debido a que esta señal debe ser direccionada al microcontrolador y ésta a su vez al servomotor que es quien ejecuta el movimiento exacto de la mano, también es muy importante el aislar cada componente para evitar el ruido que es generado por cada uno de los elementos.

El diseño debe ser lo más similar a la extremidad original para que se adapte de buena forma al cuerpo del paciente, teniendo en cuenta el peso y las longitudes de cada uno de los miembros a desarrollar. Además, el material con que se imprime la prótesis es un factor muy relevante para el peso, comodidad y durabilidad de esta misma, por esta razón se utilizó el PLA+ como la mejor opción en relación con la calidad y el precio.

Es un diseño funcional, pero se recomienda un rediseño en la pieza radio cubito ubicado en la sección 7.2.5 debido a que el área interna donde está almacenado el circuito debe ser ampliada para que los componentes se puedan distribuir de una mejor forma. Se propone disminuir los bordes de la pieza o disminuir las dimensiones de la muñeca, de igual forma se recomienda que los cables que captan las señales musculares se incorporen dentro de la prótesis para que sea más estético ante ojo humano. Para mejorar el rendimiento se sugiere incorporarles textura a los dedos y generar una similitud a la yema de los dedos, esto con el fin de que pueda tener mayor agarre con los objetos.

BIBLIOGRAFÍA

- [B. & P. Choi, «AWP A catalog of biases in questionnaires. Chronic Disease
1 Prevention,» *Nature*, 2005.
]
- [P. J. Y. S. M. a. K. N. A. Downing, « selective cortical area for visual processing of the
2 human body.,» *Nature*, 2001.
]
- [H. Ehrsson, « Upper limb amputees may be induced to experience a rubber hand as their
3 own.,» *Nature*, 2008.
]
- [S. e. a. Engdahl, «Examining the interest of people with upper limb loss in new
4 prosthetic control techniques.,» *Nature*, 2015.
]
- [Gambrell, «CR overuse syndrome and unilateral upper limb amputee: consequences and
5 prevention.,» *Nature*.
]
- [W. Hill, «ezproxy,» 2009. [En línea]. Available:
6 <https://ezproxy.uac.edu.co:2104/10.1097/JPO.0b013e3181ae970b> (2009)..
]
- [L. a. D. Jones, «Save that arm: a study of problems in the remaining arm of unilateral
7 upper limb amputees.,» *Nature*.
]
- [H. N. B. & H. Linder, «ezproxy,» 2010. [En línea]. Available:
8 <https://ezproxy.uac.edu.co:2104/10.3109/03093641003776976> (2010)..
]
- [A. N., 20 octubre 2018. [En línea]. Available:
9 //D:/Downloads/AlzateAriasNicolas2018%20(1).pdf .
]
- [L. J, «Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco
1 grados de libertad (2013,» 22 octubre 2018. [En línea]. Available:
0 <http://bdigital.unal.edu.co/42964/1/80492327.2013.pdf> .
]
- [Q. C, «Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a
1 varios agarres (2010),» 28 octubre 2018. [En línea]. Available:
1 <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%E1s.pdf>.
]
- [B. L. Veau, Biomecánica del movimiento humano, Editorial Trillas.
1
2
]

- [«Electrolisisterapeutica,» [En línea]. Available:
1 <https://www.electrolisisterapeutica.com/el-hombro-del-jugador-de-baloncesto/>.
3
]
- [A. Kapandji, Fisiología articular, Editorial medica Panamericana., 2006.
1
4
]
- [W. Ananta, 17 mayo 2021. [En línea]. Available:
1 [https://jalankakicapekk.blogspot.com/2021/05/shoulder-pain-anatomy-map-anatomy-5 of.html](https://jalankakicapekk.blogspot.com/2021/05/shoulder-pain-anatomy-map-anatomy-5-of.html).
5
]
- [u. d. catambria, «open course werw,» [En línea]. Available:
1 [https://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad_superior/Articulaciones_y_vainas/articula
6 cion_brazo.htm](https://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad_superior/Articulaciones_y_vainas/articulacion_brazo.htm).
]
- [m. clinic, «Mayoclinic org,» 2020. [En línea]. Available:
1 [https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/broken-arm/multimedia/arm-
7 bones/img-20007018](https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/broken-arm/multimedia/arm-7-bones/img-20007018).
]
- [«Mayo clinic,» 29 julio 2021. [En línea]. Available: [https://www.mayoclinic.org/es-
1 es/diseases-conditions/broken-arm/symptoms-causes/syc-20353260](https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/broken-arm/symptoms-causes/syc-20353260).
8
]
- [«Medicina de rehabilitacion biomecanica,» abril 2021. [En línea]. Available:
1 <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=18660>.
9
]
- [Pons, 2008. [En línea]. Available: [https://www.researchgate.net/figure/Human-arm-
2 structure-Pons-2008_fig1_221923719](https://www.researchgate.net/figure/Human-arm-2-structure-Pons-2008_fig1_221923719).
0
]
- [S. C. H.S. Lee, «Development of a cad/cae/cam system for a robot manipulator,»
2 *Journal of Materials Processing Technolog*, p. 140, 2003.
1
]
- [A. P. L. F. B. C. & A. R. Barrientos, Fundamentos de robótica., MC GRAW HILL,
2 2007.
2
]
- [«Programmer click,» octubre 2017. [En línea]. Available:
2 <https://programmerclick.com/article/3917847192/>.
3
]

- [o. d. i. d. tecnologia, «universidad de antioquia,» 2018. [En línea]. Available:
2 <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/login/index.php>.
4
]
- [«Quizizz,» [En línea]. Available:
2 [https://quizizz.com/admin/quiz/6065d1ff85654b001cf78568/pruebas-de-valoracion-de-](https://quizizz.com/admin/quiz/6065d1ff85654b001cf78568/pruebas-de-valoracion-de-la-condicion-fisica-10mo)
5 [la-condicion-fisica-10mo](https://quizizz.com/admin/quiz/6065d1ff85654b001cf78568/pruebas-de-valoracion-de-la-condicion-fisica-10mo).
]
- [U. c. d. vanezuela, «Med Ucv,» marzo 2015. [En línea]. Available:
2 [http://www.med.ucv.ve/escuelas_institutos/Razetti/Medicina/Departamentos/Morfologic](http://www.med.ucv.ve/escuelas_institutos/Razetti/Medicina/Departamentos/Morfologicas/webAnatomia/MSupJB15.pdf)
6 [as/webAnatomia/MSupJB15.pdf](http://www.med.ucv.ve/escuelas_institutos/Razetti/Medicina/Departamentos/Morfologicas/webAnatomia/MSupJB15.pdf).
]
- [A. M. Shelat, «health library brighamand womens,» 2018. [En línea]. Available:
2 [http://healthlibrary.brighamandwomens.org/Spanish/TestsProcedures/Neurological/92,P](http://healthlibrary.brighamandwomens.org/Spanish/TestsProcedures/Neurological/92,P709194)
7 [09194](http://healthlibrary.brighamandwomens.org/Spanish/TestsProcedures/Neurological/92,P709194).
]
- [D. F. P. P. M. pozzo, «Electromyography: Detection, Processing, and Applications,»
2 2004.
8
]
- [M. S. C. M. D. P. Zecca M., «Control Of Multifunctional Prosthetic Hands By
2 Processing The Electromyographic Signal,» *Critical ReviewsTM in Biomedical*
9 *Engineering*.
]
- [H. B. P. P. S. M. Englehart K., «Classification of the Myoelectric Signal Using Time-
3 frequency Based Representations Institute of Biomedical Engineering,» *University of*
0 *New Brunswick*, 199.
]
- [E. K. H. B. Hargrove L., «A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric
3 Signal Classification,» *IEEE*, 2005.
1
]
- [P. P. S. R. Hudgins B., «New Strategy for Multifunction Myoelectric Control,» *IEEE*
3 *Trans Biomed*, p. 1999.
2
]
- [J. E. A. Villegas, «Revista de Información, Tecnología y Sociedad,» 2008. [En línea].
3 Available:
3 [http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1997-](http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1997-40442008000200015&lng=es&nrm=iso)
] [40442008000200015&lng=es&nrm=iso](http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1997-40442008000200015&lng=es&nrm=iso).
]
- [Angels, «mundo deportivo,» 26 enero 2017. [En línea]. Available:
3 [https://www.mundodeportivo.com/uncomo/educacion/articulo/como-se-llaman-los-](https://www.mundodeportivo.com/uncomo/educacion/articulo/como-se-llaman-los-huesos-de-la-mano-40009.html)
4 [huesos-de-la-mano-40009.html](https://www.mundodeportivo.com/uncomo/educacion/articulo/como-se-llaman-los-huesos-de-la-mano-40009.html).
]

- [A. i. A. S. Study, 2015. [En línea]. Available:
3 http://hpowersdieteticportfolio.weebly.com/uploads/2/6/1/4/26144056/amputations_self
5 [_study.pdf](#).
]
- [Niops, «E-nable,» febrero 2021. [En línea]. Available: [https://hub.e-nable.org/s/niop-no-](https://hub.e-nable.org/s/niop-no-insurance-optimized-prosthetics/gallery/custom-gallery?gid=137#.jpeg)
3 [insurance-optimized-prosthetics/gallery/custom-gallery?gid=137#.jpeg](#).
6
]
- [E-nable, «E-nable,» 2019. [En línea]. Available: [https://hub.e-nable.org/s/e-nable-](https://hub.e-nable.org/s/e-nable-forum/gallery/custom-gallery?gid=2#.jpeg)
3 [forum/gallery/custom-gallery?gid=2#.jpeg](#).
7
]
- [Google. [En línea]. Available:
3 <https://www.google.com/search?q=servomotor+mg996+caracteristicas&sxsrf=ALiCzsZ>
8 [CdP-](#)
] [xp80FEF6Pxya_sFoWsP6Mpw:1651723155316&source=lnms&tbm=isch&sa=X&sqi=](#)
2 [&ved=2ahUKEwiyhMKfvMf3AhXIG5UCHdQIA3wQ_AUoAXoECAEQAw&biw=12](#)
80 [&bih=721&dpr=2#imgrc=SKASCSHpkE7qDM](#).
- [S. K. D. L. S. M. Strasinger, analisis de orina y de los liquidos corporales,
3 panamericana, 2008.
9
]
- [F. E.-C. / J. E. Schmalbach, *facultad de medicina*, Bogotá.
4
0
]
- [contaval, «contaval,» 18 02 2016. [En línea]. Available: [http://www.contaval.es/que-es-](http://www.contaval.es/que-es-la-vision-artificial-y-para-que-sirve/)
4 [la-vision-artificial-y-para-que-sirve/](#). [Último acceso: 10 09 2018].
1
]
- [M. M. Julian Pérez porto, «Definición.De,» Julian Pérez porto, María Merino, 2014. [En
4 línea]. Available: <https://definicion.de/rgb/>. [Último acceso: 02 08 2018].
2
]
- [c. moler, «MATLAB,» Fabricantes de Matlab, 1984. [En línea]. Available:
4 la.mathworks.com. [Último acceso: 4 octubre 2018].
3
]
- [E. I. d. V. Carlos Eduardo D´Negri, «investigaciones medicas logica difusa,» buenos
4 aires.
4
]
- [E. G. J. H. Castillo, *Systems and probabilistic Network Models*, Springer Verlag, New
4 York: Castellana, 1998.

5

]

[M. A. G. German Campuzano Maya, «Uroanálisis: Mas que un examen de rutina,»
4 editora medica colombiana, Antioquia, 2006.

6

]

[M. I. R. e. e. D. M. y. V. David Saceda Corralo, «Webconsultas,» 2017 julio 2017. [En
4 línea]. Available: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/sedimento-urinario>.
7 [Último acceso: 30 mayo 2019].

]

[F. Rodriguez, «Blog de Laboratorio Clínico y Biomédico,» 2 agosto 2017. [En línea].
4 Available: <https://www.franrzm.com/analisis-fisico-quimico-de-la-orina/>. [Último
8 acceso: 30 mayo 2019].

]

[M. Yamini Durani, «Wake Forest,» febrero 2012. [En línea]. Available:
4 [https://www.brennerchildrens.org/KidsHealth/Parents/Cerebral-Palsy-Center/En-](https://www.brennerchildrens.org/KidsHealth/Parents/Cerebral-Palsy-Center/En-espanol/Analisis-de-la-orina-tiras-reactivas.htm)
9 [espanol/Analisis-de-la-orina-tiras-reactivas.htm](https://www.brennerchildrens.org/KidsHealth/Parents/Cerebral-Palsy-Center/En-espanol/Analisis-de-la-orina-tiras-reactivas.htm). [Último acceso: 30 mayo 2019].

]

[Vistronica, «Vistronica,» [En línea]. Available:
5 <https://www.vistronica.com/domotica/camara-usb-hd-720p-detail.html>. [Último acceso:
0 30 mayo 2019].

]

[Arkray, «Arkray,» [En línea]. Available:
5 [http://www.arkraylatam.com/spanish/products/laboratory/test_strips/aution_sticks_10ea.](http://www.arkraylatam.com/spanish/products/laboratory/test_strips/aution_sticks_10ea.html)
1 [html](http://www.arkraylatam.com/spanish/products/laboratory/test_strips/aution_sticks_10ea.html). [Último acceso: 30 mayo 2019].

]

[Maker, «Maker,» [En línea]. Available: https://somosmaker.com/producto/pla_blanco/.
5 [Último acceso: 30 mayo 2019].

2

]

[«Tiras de Iluminación,» 22 febrero 2013. [En línea]. Available:
5 [https://tiraslediluminacion.com.mx/blog/noticias/que-son-las-tiras-led-y-como-](https://tiraslediluminacion.com.mx/blog/noticias/que-son-las-tiras-led-y-como-3-funcionan/)
3 [funcionan/](https://tiraslediluminacion.com.mx/blog/noticias/que-son-las-tiras-led-y-como-3-funcionan/). [Último acceso: 30 mayo 2019].

]

[M. G. P. A. C. C. G. E. N. F. P., «Diagnóstico Clínico de la Hematuria Vesical
5 Enzootica Bovina por Urianálisis». Perú 11 marzo 2017.

4

]

[F. P. V. M. G. C. R. J. F. Sofía Di Chiazza, «Análisis de orina: estandarización y control
5 de calidad». 21 febrero 2014.

5

]

[G. F. F. C.-B. A. P. A. R. M. GOMILA MUNOZ ISABEL, «DISPOSITIVO
5 PORTATIL DE ANALISIS DEL PH DE LA ORINA». 8 marzo 2010.

6

]

[J. P. A. ROBERT FRANCIS EISELE, «DISPOSITIVO PARA SUJETAR UNA TIRA REACTIVA PARA ANÁLISIS DE LÍQUIDOS». 23 mayo 2018.

7

]

[H. I. G. Said David Pertuz Arroyo, «Sistema de adquisición automática de imágenes para microscopio óptico». 30 octubre 2007.

8

]

[K. D. Desai, «sistema automatizado para el análisis de orina: un método simple, rentable y confiable para distinguir entre fuentes glomerulares y no glomerulares de hematuria». 25 Diciembre 2001.

9

]

[C. d. I. U. G. Mason, «Desarrollan un test para diagnosticar tuberculosis a partir de la orina». 19 Diciembre 2017.

6

]

[Nefrotest, «Desarrollo de una aplicación capaz de realizar la lectura de las tiras reactivas». Colombia 2018.

6

]

[M. Augstein y S. y. S. R. Riebel, «Dispositivo de diagnóstico rápido con bloqueo mediante tiras reactivas». 13 Octubre 2010.

6

]

[G. YOUNG, M. O'CONNELL, I. MCARTHUR, A. MCNEILAGE y N. y. A. -I. M. PHIPPEN, «Tintas reactivas enzimáticas para su uso en tiras reactivas que tiene un código de calibración predeterminado». 29 Junio 2015.

6

[D. M. Koon-Wah Leong, «Sistema de recipiente para tiras reactivas.». 3 Junio 2002.

6

4

]

[J. y. W. R. E. LOVELL, «Método para dispensar tiras reactivas para diagnóstico». 27 Junio 2014.

6

]

[J. y. W. R. E. LOVELL, «Método para dispensar tiras reactivas para diagnóstico». 27 Junio 2014.

6

]

[D. M. Koon-Wah Leong, «Sistema de recipiente para tiras reactivas.». 3 Junio 2002.

6

7

]

[H. LEE y M. A. y. H. H. Y. DINEVA, «Interacciones de unión mejorada en ensayos con 6 tiras reactivas.». 20 Enero 2012.

8

]

[K. CLAUSEN, «configuración de un dispositivo de tira reactiva seca y procedimiento 6 para determinar un analítico en una muestra utilizando dicho dispositivo de tira reactiva 9 seca». 2012 Junio 2012.

]

[V. y. R. S. S. QUIRELL JOSE, «Procedimiento y sistema de medición de una tira 7 reactiva». 19 Abril 2013.

0

]

[A. P. Phelan, «Disposición óptica para dispositivo de lectura de análisis». 13 Julio 2009.

7

1

]

[J. MONDRO, «Tira reactiva de diagnóstico que tiene características de transporte de 7 fluido». 14 Junio 2017.

2

]

[J. CREMINS, «Método y composición para teñir y procesar una muestra de orina». 12 7 Marzo 2018.

3

]

[D. Hessels, G. Verhaegh y J. A. y. W. A. J. Schalken, «Razones de arnm en sedimentos 7 urinarios y/o orina como pronostico y/o marcador para el tratamiento y el diagnóstico de 4 cáncer de prostata». 4 Junio 2010.

]

[A. BERGMANN, «Método para diagnosticar o monitorizar la función renal o 7 diagnosticar la disfunción renal». 4 Julio 2018.

5

]

[M. Peña Cabrera, I. López Juárez, H. Gómez N., R. Osorio C. y O. Sergiyenko.Mexico 7 2009.

6

]

[M. Peña Cabrera, I. López Juárez, H. Gómez N., R. Osorio C. y O. Sergiyenko, 7 «Automatización del proceso de ensamble utilizando visión artificial». Mexico 2009.

7

]

[W. E. H. R. H. G. E. R. David Hough, «Aparato espectrofotométrico con detección de 7 tiras reactivas.». 1999.

8

]

[I. Willis E. Howard, «Sistema de reconocimiento óptico de códigos sobre una tira de 7 pruebas de diagnóstico.». 16 Noviembre 2006.

9

]

[Y. R. K. R. W. L. P. E. L. J. P. S. Vernon L. Chupp, «Procedimiento y aparato para la 8 realizacion de analisis automatizados.». 1 junio 2006.

0

]

[N. A. S. T. F. R. K. R. P. D. W. Raghbir Singh Bhullar, «Tira reactiva con cámara de 8 recepción de muestra ensanchada». 9 Diciembre 2018.

1

]

[J. A. S. G. V. A. J. W. Daphne Hessels, «Razones de arnm en sedimentos urinarios y/o 8 orina como pronostico y/o marcador para el tratamiento y el diagnóstico de cáncer de 2 próstata.». 4 Junio 2010.

]

[«INNOVAR TECNOLOGÍA BIOMÉDICA S.A.S.» 2012. [En línea]. Available: 8 <https://www.innovar.com.co/shop/category/laboratorio-centrifugas-34>. [Último acceso: 3 25 05 2019].

]

[E. Universal, «El Botiquín.mx,» 6 Noviembre 2017. [En línea]. Available: 8 <https://www.elbotiquin.mx/medicina-general/el-color-de-tu-pipi-te-dira-si-debes-ir-al-4-medico>. [Último acceso: 25 Mayo 2019].

]

[M. E. Cancino, «Visita y Salud,» [En línea]. Available: 8 <http://tusanascondios.blogspot.com/2015/10/que-significado-tiene-el-color-de-mi.html>. 5 [Último acceso: 25 Mayo 2019].

]

[«Probak BC,» [En línea]. Available: <https://www.probakbc.com/producto/frasco-esteril-8-para-colectar-muestra-de-orina/>. [Último acceso: 25 Mayo 2019].

6

]

[L. K. ., T. ., H. ., G. y. B. A. Chadwell, «Abordar la imprevisibilidad puede ser la clave 8 para mejorar el rendimiento con las prótesis mioeléctricas prescritas clínicamente en la 7 actualidad.» *Nature*, 2021.

]

[A. Pérez-Rodríguez, M. Domínguez-Morales y Jiménez-Fernández, «MYOARM: 8 PRÓTESIS ROBÓTICA CON SENSADO EMG,» *Escuela Politécnica Superior*. 8 *Universidad de Sevilla*.

]

[J. Correa-Figueroa, «Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de 8 Fatiga Muscular,» *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 2016.

9

]

[M. A. C. Carrillo, «La política de discapacidad del sector seguridad y defensa en Colombia: una mirada desde los derechos fundamentales,» *Revista Ciencias de la Salud*, 0 2019.

]

[H. B. a. P. P. Englehart K., «A Wavelet Based Continuous Classification Scheme for Multifunction Myoelectric Control,» *Department of Electrical and Computer Engineering and the Institute of Biomedical Engineering*, 2011.

]

[S. N. T. A. y. K. T. Lowery M., «“A MultipleLayer FiniteElement Model of the Surface EMG Signal”.,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005.

2

]

[Y. W. Y. H. y. K. Y. Nishikawa D., «EMG prosthetic hand controller discriminating ten motions using realtime learning method,» *IEEE*, 1999.

3

]

[O. J. A. J. D. A. S. BULA, *PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO CONTROLADA POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA PACIENTES CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL*, BARRANQUILLA: UNIVERSIDAD AUTONOMA DEL CARIBE,] 2017.

[P. BONAVERI, *Mechatronic Foot with Three Degrees of Freedom*, barranquilla: Ingeniería mecatronica, 2010.

5

]

[D. C. J, *Surface electromyography: detection and recording*, 2022.

9

6

]

[T. instrument, *Hoja de datos INA 129*.

9

7

]

