

Modificación del sistema de accionamiento de una prótesis transhumeral accionada por tracción
a semi-activa con función de flexión y extensión de codo

Daniel Rondón Orozco y Andrés Sebastián Valderrama Vásquez

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Doctor en Biomédica

Codirector

Luis Antonio Bautista Hernández

Magister en Informática

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2023

Agradecimientos

Queridos miembros del jurado de tesis, profesores, familiares y amigos presentes, hoy me dirijo a todos ustedes con un profundo sentido de gratitud y emoción al concluir mi tesis de grado. En este momento significativo de mi vida, quiero expresar mi sincero agradecimiento a todas las personas que han sido parte de este viaje.

En primer lugar, quiero expresar mi agradecimiento a mi director de tesis, cuyo apoyo y orientación han sido fundamentales en cada etapa de este proceso. Sus conocimientos, sabiduría y dedicación han sido una fuente constante de inspiración y motivación para mí. Gracias por creer en mí y por guiarme hacia el logro de este importante hito académico.

No puedo dejar de mencionar a mis profesores, cuyo compromiso y pasión por la educación han dejado una huella indeleble en mi formación. Gracias por su dedicación al impartir conocimientos, por su apoyo incondicional y por ser modelos a seguir en mi camino hacia la excelencia académica.

A mis familiares y amigos, les agradezco de todo corazón por su amor, aliento y apoyo inquebrantable a lo largo de esta travesía. Su presencia y palabras de aliento me han dado fuerza y confianza para superar los desafíos y perseverar hasta el final. Su confianza en mí ha sido mi mayor motivación y estoy profundamente agradecido por ello.

Por último, quiero agradecer a todas las personas que, de una forma u otra, han contribuido a la culminación de esta tesis. Su colaboración, asesoramiento y participación han sido invaluable y han hecho posible este logro.

Con gratitud eterna,

Daniel Rondón Orozco y Andrés Sebastián Valderrama Vásquez

Tabla de contenido

Introducción	13
1. Objetivos	15
1.1 Objetivo general.....	15
1.2 Objetivos específicos	15
2. Marco teórico	16
2.1. Antecedentes	16
2.1.1 Internacional	16
2.1.2 Nacional	17
2.1.3. Local	18
2.2 Anatomía del codo	19
2.3 Articulación del codo	20
2.3.1 Estructuras óseas y superficies articulares del codo	20
2.3.2 Cápsula y ligamentos del codo	23
2.4 Sistema muscular	24
2.4.1 <i>Características principales del tejido muscular</i>	25
2.5 Principales músculos que conforman el brazo.....	32
2.6 Tipo de prótesis transhumerales.....	39
2.6.1. Prótesis transhumeral	39
2.7. Procesamiento de imágenes digitales.....	43
2.7.1. Naturaleza de las imágenes	43
2.7.2 Teoría tricromática.....	44
2.7.3 Diagrama de cromaticidad CIE.....	44

3. Análisis de variables cinemáticas del movimiento de flexión-extensión de codo.....	45
3.1 Movimiento de flexión extensión de codo.....	45
3.2 Selección de componentes	52
3.2.1 Selección de servomotor	52
3.2.2 Selección de fuente de alimentación.....	57
3.2.3 Selección de controladores	63
4. Diseño del mecanismo de codo.....	68
4.1 Socket.....	71
4.2 Soporte, biela y manivela.....	73
5. Validación del mejoramiento de movimiento de flexión-extensión de codo	85
5.1. Selección de sensor	85
5.1.1. Opción a (Sensor EMG – Grove).....	85
5.1.2. Opción b (Sensor muscular MyoWare)	87
5.1.3 Opción c (Sensor muscular MyoWare 2.0).....	88
5.1.4 Matriz de PUGH	90
5.2 Diseño de circuito electrónico	91
5.3 Pruebas del mecanismo y componentes instalados.....	95
5.4 Estudio de electromiografía	98
5.5. Nuevo estudio de movimiento	103
6. Conclusiones	107
Referencias Bibliográficas	112
Apéndices.....	117

Lista de Tablas

Tabla 1. Torques calculados de actividades cotidianas	51
Tabla 2. Especificaciones técnicas servomotor [A].....	53
Tabla 3. Especificaciones técnicas [B]	54
Tabla 4. Especificaciones técnicas [C]	55
Tabla 5. Matriz de Pugh para servomotores	57
Tabla 6. Especificaciones técnicas [A]	59
Tabla 7 Especificaciones técnicas [B]	60
Tabla 8. Especificaciones técnicas [C]	61
Tabla 9. Matriz de Pugh para fuentes de alimentación.....	62
Tabla 10. Especificaciones técnicas del Arduino nano.....	64
Tabla 11. Especificaciones técnicas [B]	65
Tabla 12. Matriz de Pugh para controladores	66
Tabla 13. Opciones ganadoras	67
Tabla 14. Medidas antropométricas.....	69
Tabla 15. Características del aluminio.....	78
Tabla 16. Puntuación de cumplimiento	90
Tabla 17. Matriz para la selección del sensor	91

Lista de Figuras

Figura 1 Codo	20
Figura 2 Huesos que conforman la articulación del codo.....	21
Figura 3 Ligamentos de codo.....	23
Figura 4 Estructuras que componen un músculo del cuerpo humano	26
Figura 5 Respuesta del músculo a estímulos	29
Figura 6 Contracción muscular.....	31
Figura 7 Bíceps braquial	33
Figura 8 Braquial	33
Figura 9 Braquiorradial.....	34
Figura 10 Coracobraquial	35
Figura 11 Pronador redondo	36
Figura 12 Subescapular.....	37
Figura 13 Supinador.....	38
Figura 14 Tríceps	39
Figura 15 Prótesis transhumeral mecánica	40
Figura 16. Servomotor de alto torque	53
Figura 17. Servo GXservo 150	54
Figura 18. Servomotor DSSERVO 150.....	56
Figura 19. Batería Talentcell recargable 12v	58
Figura 20. Paquete de baterías de iones de litio 12v.....	60
Figura 21 Batería de 12 V sellada.....	61
Figura 22. Arduino Nano	63

Figura 23. Microcontrolador PIC 16F887	65
Figura 24 Software Autodesk Meshmixer	71
Figura 25 Pieza Socket.....	71
Figura 26 Proceso de impresión 3D de socket.....	72
Figura 27 Socket	73
Figura 28 Vista isométrica del diseño.....	74
Figura 29 Ubicación del mecanismo en la prótesis	74
Figura 30 Vista de diseño realizando el movimiento de flexión	75
Figura 31 Vista lateral del mecanismo de barras	75
Figura 32 Vista isométrica del mecanismo de barra.....	76
Figura 33 Soporte del servomotor.....	77
Figura 34 Vista frontal del soporte del servomotor	77
Figura 35. Antes vs después grafica de posición	103
Figura 36. Antes vs después Velocidad	104
Figura 37. Antes vs después Aceleración	105

Lista de Ilustraciones

Ilustración 1 Escaneo de medidas	68
Ilustración 2 Posición lateral del mecanismo de codo	69
Ilustración 3 Posición frontal de mecanismo de codo	70
Ilustración 4 Guayas que componen el mecanismo	70
Ilustración 5 Biela y manivela	78
Ilustración 6 Cortes de antebrazo de la prótesis.....	79
Ilustración 7 Parte interna del antebrazo.....	79
Ilustración 8 Vista superior del antebrazo de prótesis	80
Ilustración 9 Soporte del mecanismo	80
Ilustración 10 Parte mecánica del mecanismo de codo	81
Ilustración 11 Prótesis realizando el movimiento.....	82
Ilustración 12 Porras de diferentes pesos.....	83
Ilustración 13 Movimiento de prótesis con peso añadido.....	84
Ilustración 14 Sensor EMG - Grove	86
Ilustración 15 Sensor muscular MyoWare.....	88
Ilustración 16 Sensor muscular MyoWare 2.0.....	89
Ilustración 17 Ubicación del sensor con sus electrodos en el músculo	90
Ilustración 18. Circuito de prueba servomotor	92
Ilustración 19. Circuito de prueba implementado.....	92
Ilustración 20. Circuito de funcionamiento de la prótesis	93
Ilustración 21. Diseño PCB.....	94
Ilustración 22. PCB construida	95

Ilustración 23 Movimiento de flexión de prótesis	96
Ilustración 24 Movimiento extensión prótesis	97
Ilustración 25 Variación de ángulo	97
Ilustración 26. Señal del paciente sin activación muscular.....	99
Ilustración 27. Señal del paciente con activación muscular 1	100
Ilustración 28. señal del paciente con activación muscular 2	100
Ilustración 29. Señal del paciente con activación muscular 3	101
Ilustración 30. Señal del paciente con filtro digital	102

Lista de Apéndices

Apéndice A. Códigos 117

Apéndice B. Planos de prótesis transhumeral 122

Resumen

Título: Modificación del sistema de accionamiento de una prótesis transhumeral accionada por tracción a semi-activa con función de flexión y extensión de codo.

Autor: Daniel Rondón Orozco y Andrés Sebastián Valderrama Vásquez

Palabras Clave: Prótesis, Zona transhumeral, Movimiento flexión, Movimiento extensión, Sensores mioeléctricos, Prótesis semi-activa, Prótesis accionada por tracción.

Descripción: Este proyecto tiene como objetivo mejorar la funcionalidad de una prótesis transhumeral mecánica, específicamente para el movimiento de flexión-extensión de codo, con el fin de proporcionar una experiencia más natural a un paciente residente en Bucaramanga, Santander. El paciente es un adulto de entre 35 y 40 años de edad.

Inicialmente, se realizó un estudio de movimiento para obtener información precisa sobre la posición, velocidad y aceleración a lo largo del movimiento de flexión-extensión de codo. Este estudio se llevó a cabo utilizando el software Matlab y un código abierto de procesamiento de imágenes digitales.

Posteriormente, se procedió a modificar la prótesis utilizando un enfoque basado en un sensor mioeléctrico y un diseño de mecanismo de codo de cuatro barras de ejes paralelos accionado por un servomotor. El objetivo era lograr un movimiento de flexión-extensión más natural. Además, se utilizó la tecnología de impresión 3D para construir el socket y el nuevo diseño de codo.

En paralelo, se realizó un estudio de electromiografía al paciente para desarrollar un sistema de control de la prótesis. Esto se logró mediante el uso de un Arduino Nano y un código abierto que permite el control on-off de la prótesis transhumeral modificada.

Como resultado de estas modificaciones, se logró un rango de movimiento de flexión-extensión de codo de 0° a 90°, lo cual mejoró significativamente la capacidad del paciente para realizar actividades cotidianas. La implementación exitosa de este proyecto demuestra el potencial de utilizar tecnologías avanzadas y enfoques innovadores para mejorar la funcionalidad de las prótesis y mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados.

Abstract

Title: *Modification of the actuation system of a transhumeral prosthesis driven by traction to semi-active with flexion and extension of the elbow function.*

Author(s): Daniel Rondón Orozco y Andrés Sebastián Valderrama Vásquez

Key Words: *Prosthesis, Transhumeral area, Flexion movement, Extension movement, Myoelectric sensors, Semi-active prosthesis, Traction-driven prosthesis.*

Description: *This project aims to improve the functionality of a mechanical transhumeral prosthesis, specifically for the elbow flexion-extension movement, in order to provide a more natural experience for a patient residing in Bucaramanga, Santander. The patient is an adult between 35 and 40 years old.*

Initially, a motion study was conducted to obtain accurate information on the position, velocity, and acceleration along the elbow flexion-extension movement. This study was carried out using Matlab software and an open-source digital image processing code.

Subsequently, the prosthesis was modified using an approach based on a myoelectric sensor and a parallel-axis four-bar mechanism design driven by a servo motor. The objective was to achieve a more natural flexion-extension movement. Furthermore, 3D printing technology was employed to construct the socket and the new elbow design.

In parallel, an electromyography study was conducted on the patient to develop a control system for the prosthesis. This was achieved using an Arduino Nano and an open-source code that enables on-off control of the modified transhumeral prosthesis.

As a result of these modifications, a flexion-extension range of motion from 0° to 90° was achieved, significantly improving the patient's ability to perform daily activities. The successful implementation of this project demonstrates the potential of utilizing advanced technologies and innovative approaches to enhance prosthesis functionality and improve the quality of life for amputee patients.

Introducción

Se denomina una amputación a una condición adoptada por la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser un accidente de cualquier índole o una enfermedad. De acuerdo con los registros administrativos del Ministerio de Salud y Protección Social (MSPS) se estima que, a agosto de 2020 en Colombia, cerca de 1,3 millones de personas presentaba alguna discapacidad, esta población se concentra principalmente en Bogotá (18,3 %), Antioquia (13,8 %), Huila (5,1 %) Santander (4,7%), y Cali (4,2%). (Álzate et al., 2020)

Según la Organización de Estados Americanos (OEA), hoy en día los tres países que poseen un mayor índice de discapacidad en América son: Perú con el 18.5%, EE. UU. con el 15% y Ecuador con el 12.8%. A pesar de los avances tecnológicos se estima que entre el 50% y 60% de personas con amputaciones no usan ningún tipo de prótesis y esto se debe a que los dispositivos actuales alcanzan su destreza solo cuando es aumentando su peso, el tamaño y la complejidad, además, también puede ocurrir que el dispositivo caiga en lo que se denomina el “valle desconocido” que es la sensación de extrañeza y de no pertenencia que siente un usuario al ver el dispositivo, efecto que puede reducirse o eliminarse con un adecuado diseño de la prótesis (Romero, 2020).

Cabe aclarar que este tipo de amputaciones en los pacientes desencadenan cambios bruscos en las actividades cotidianas realizadas, ocasionando en los pacientes problemas emocionales como también psicológicos, lo que puede acontecer en que las personas con esta condición puedan perder sus trabajos o tengan que ser dependientes, afectando principalmente al núcleo familiar y su economía “La pérdida de una miembro causa trauma psicológico al enfermo; éste puede temer que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas; y altera la imagen que el paciente tiene de su cuerpo y puede disminuir su autoestima.” (R. B. John Mario y P. U. Ronald

Israel, 2020), por esta razón las prótesis pueden ser de gran ayuda a los pacientes, ya que ayudan a minimizar los efectos que puede traer la pérdida de algún miembro del cuerpo.

Debido a lo mencionado anteriormente, este proyecto consta de realizar la modificación de una prótesis accionada por tracción a semi-activa, la cual pertenece a un paciente adulto, originario de la ciudad de Bucaramanga, Santander. El paciente comenta que no utiliza la prótesis actual debido a que no tiene un buen funcionamiento, ya que no puede realizar los movimientos de flexión y extensión de manera correcta; por otro lado, la guaya que tiene la función de unión entre la zona transhumeral (zona que comprende entre la parte superior del codo e inferior del hombro) del paciente y la muñeca de la prótesis se suelta, por consiguiente, el movimiento que ejerce la prótesis es nulo. A lo anterior descrito, se agrega que el paciente no cuenta con los recursos necesarios para comprar una prótesis semi-activa o activa, debido a que estas cuentan con un precio que excede en el presupuesto del mismo.

En ese sentido, el proyecto desarrollado también aportó una solución a un problema social, al ser útil tanto para personas con discapacidad que tienen una amputación transhumeral debido a que se constituye en una forma de aportar a desarrollar un accionamiento semi-activo y de forma más económica a la que se puede obtener en el mercado actual, brindando una oportunidad a este tipo de pacientes a tener una mejor calidad de vida y también beneficiará a el Grupo de Investigación en Ingeniería Mecánica (GIEMA) de la Universidad Industrial de Santander, los cuales utilizarán como guía este proyecto para realizar futuras adaptaciones a este tipo de diseño y diseños similares.

1. Objetivos

1.1 Objetivo general

Transformar el sistema de accionamiento de una prótesis transhumeral accionada por tracción a semi-activa con ayuda de servomotores y sensores mioeléctricos para realizar la función de extensión y flexión de codo de una forma más natural.

1.2 Objetivos específicos

Determinar los valores de posición del movimiento de flexión y extensión de codo por medio de procesamiento de imágenes digitales mediante un código de acceso libre en Matlab para analizar las variables cinemáticas del movimiento (velocidad y aceleración).

Diseñar y construir el mecanismo de codo apropiado por medio de software y selección de materiales adecuados para impresión 3D, buscando la mejor opción calidad/precio para realizar de manera óptima la función de extensión y flexión de codo.

Validar el accionamiento de la prótesis transhumeral semi-activa realizando un nuevo análisis cinemático para observar la mejora del movimiento de flexión y extensión de codo.

2. Marco teórico

El marco teórico de este proyecto recopila información de investigaciones previas y consideraciones teóricas, es por eso por lo que el marco teórico está dividido en dos secciones, la primera donde se citaron antecedentes o investigaciones realizadas a nivel internacional, nacional y regional referentes al tema de investigación. En segundo lugar, se indago sobre referentes teóricos con el fin de crear bases sólidas a partir del soporte teórico de los conceptos más importantes de la formulación del problema y los objetivos.

2.1. Antecedentes

Con base en la bibliografía consultada se estudiaron trabajos de grado y artículos de revistas científicas en los cuales se desarrolla el diseño y construcción de prótesis transhumerales semi activas y activas. A partir de la revisión bibliográfica se presenta el objetivo principal y el diseño metodológico que se aplicó en cada uno de estos trabajos, mostrando los respectivos resultados y los aportes a la actual propuesta de investigación, según el lugar de aplicación: a nivel internacional, nacional y regional.

2.1.1 Internacional

En la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca se desarrolló un proyecto de grado titulado “Diseño y construcción de prótesis transhumeral biomecatrónica” (Romero, Pucha, 2020) realizada en Cuenca, Ecuador, teniendo como objetivo general diseñar, simular y construir una prótesis transhumeral biomecatrónica funcional utilizando equipos y herramientas de prototipado, en la cual se hizo primeramente un estudio de antropometría por medio de mediciones y usando el escáner Artec eva, posteriormente se hizo un estudio de goniometría para calcular los rangos de

movimiento reales de una persona, una vez hecho estos estudios se diseñó la prótesis con ayuda del software inventor para luego seleccionar los actuadores más adecuados para realizar el movimiento de Flexo-extensión de codo, pronosupinación, desviación radio cubital y Flexo-extensión de muñeca, procediendo a la construcción de las partes en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) debido a las propiedades de este, además se realizó mecanizado convencional para la construcción de piezas en aluminio, Acero st-37 y Grylon, en cuanto a la parte mecatrónica se hizo la selección de los componentes de control de los actuadores y se diseña una tarjeta eléctrica para el movimiento en lazo abierto y programación en PIC para la secuencia de movimientos obteniendo una prótesis completamente funcional capaz de desarrollar los movimientos de Flexo-extensión de codo, pronosupinación, desviación radio cubital y Flexo-extensión de muñeca. Aportando al proyecto una forma de manufactura y unos materiales que podrían ser útiles a la hora de construir el mecanismo de codo a su vez un tipo de programación que permite generar una secuencia en los movimientos para tener un mejor control de la prótesis y los componentes electrónicos necesarios para este fin.

2.1.2 Nacional

En la Universidad de Caldas se desarrolló la tesis titulada “Diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de código abierto” (Galvis, García, Jaramillo, 2015) realizada en la ciudad de Manizales, Colombia, en la cual se implementó una prótesis transhumeral híbrida para la mano, realizando la adquisición de señales eléctricas que activan el musculo por medio de un sistema de electromiografía superficial (EMG), para captar esta señal eléctrica utilizó un electromiografo de 5 electrodos y para el procesamiento de las señales y la ejecución de los movimientos se optó por un microcontrolador Arduino, posteriormente se realizó el diseño con

ayuda de un software CAD y se construyó utilizan impresión 3D, obteniendo como resultado un control eficiente y versátil similar a como se controla la mano del ser humano y todo a un bajo costo. Este proyecto aporta un método de adquisición de señales de electromiografía, así como un electromiografo adecuado para este tipo de señales, además de recomendar un control por medio de una placa Arduino y un código abierto lo que hace que los costos sean bajos y que se obtenga el resultado de control esperado y mostrar que la impresión 3D es la manufactura más adecuada para realizar la construcción.

2.1.3. Local

En la Universidad Industrial de Santander se realizó un proyecto de grado titulado “Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación por debajo de codo” (Calvache, Oviedo, Bueno, 2017) en la cual se llevó a cabo la construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica de bajo costo para miembro superior transradial, en la cual se utilizó la manufactura por impresión 3D y se implementó un solo canal de electromiografía, además de micromotores e hilos en la cadena cinética funcional del prototipo así como un censado de carga en tiempo real midiendo la corriente consumida por la prótesis y empleando un código abierto para microcontrolador Arduino obteniendo un control eficiente y una prótesis funcional. Este proyecto da una visión de que la impresión 3D es la mejor alternativa para realizar la construcción de las partes de la prótesis por su bajo costo además de proporcionar un código abierto para la utilización de un microcontrolador Arduino además de aportar la posibilidad de utilizar un solo canal de electromiografía para la adquisición de las señales necesarias para realizar el control apropiado de la prótesis.

2.2 Anatomía del codo

El codo es una articulación importante en el cuerpo humano, ya que conecta el brazo con el antebrazo. Es la unión entre el húmero (el hueso del brazo) y los extremos superiores del cúbito y el radio (los huesos del antebrazo). Esta articulación está compuesta por varios componentes, como huesos, cartílagos, ligamentos y líquidos.

Los huesos del codo proporcionan la estructura básica de la articulación, mientras que el cartílago actúa como un amortiguador y ayuda a reducir la fricción entre los huesos durante el movimiento. Los ligamentos son tejidos fibrosos que conectan los huesos entre sí y brindan estabilidad a la articulación.

Además de estos elementos, los músculos y los tendones desempeñan un papel crucial en el funcionamiento adecuado del codo. Los músculos permiten el movimiento y la fuerza en la articulación, mientras que los tendones son tejidos fibrosos que conectan los músculos a los huesos.

Si alguna de estas estructuras del codo sufre algún tipo de traumatismo, como una lesión, golpe o tensión excesiva, pueden surgir problemas en el codo. Esto puede incluir dolor, inflamación, rigidez o dificultad para mover el brazo y el antebrazo. Es importante cuidar y proteger el codo, especialmente durante actividades físicas o situaciones de riesgo, para evitar lesiones y mantener su correcto funcionamiento.

Figura 1 Codo

Nota: El gráfico muestra el codo de un humano. Tomado de Fernández, A. (2016, 29 de junio). ¿Qué es el codo? *Topdoctors*. <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/codo>

2.3 Articulación del codo

La articulación del codo es la unión entre el brazo y el antebrazo. Permite doblar y estirar el brazo, así como girar la palma hacia arriba y hacia abajo. Está formada por los huesos del brazo y el antebrazo, y está rodeada de músculos y tendones que ayudan a moverla. Es una articulación importante para realizar actividades diarias como levantar objetos, comer y escribir.

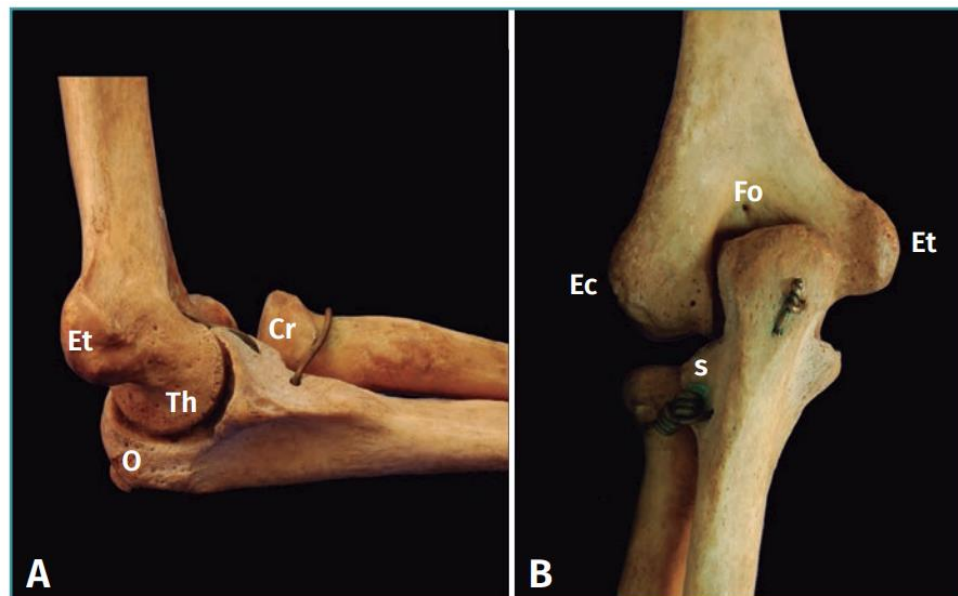
2.3.1 Estructuras óseas y superficies articulares del codo

El complejo articular del codo (Figura 2) está formado por 3 articulaciones distintas: la articulación cúbito-humeral, de tipo bisagra, que permite la flexo-extensión; la articulación radio-humeral, una diartrosis de tipo condílea, que permite la rotación axial o pivotación y la flexo-extensión; y la radiocubital proximal, en la que la cabeza del radio se aloja en la fosa radial del

cúbito y se ve rodeada por el ligamento anular, que es una articulación de tipo trocoide y permite la prono-supinación.

En la cara lateral del codo las estructuras óseas más relevantes son el epicóndilo lateral y la cabeza del radio. La superficie articular está formada por el capitellum del húmero distal, de forma casi esférica y recubierto de cartílago hialino, y la cabeza del radio, de forma esférica con una concavidad central. Proximal y anterior al capitellum se encuentra la fosa radial, que alberga la cúpula radial en los últimos grados de flexión. En el lado medial, la superficie articular está formada por la epitróclea y la tróclea del húmero, con forma de polea, y por la escotadura troclear del cúbito. Proximal a la tróclea en el húmero se encuentran la fosa coronoidea y la fosa olecraniana, anterior y posterior, respectivamente. La fosa coronoidea alberga a la apófisis coronoideas en los últimos grados de flexión y la fosa olecraniana al olécranon en los últimos grados de extensión (Andrews JR, 2005).

Figura 2 Huesos que conforman la articulación del codo



Nota: Anatomía ósea de la articulación del codo desde una visión lateral con codo en flexión (A) y una visión posterior con codo en extensión (B). Se aprecian fosa olecraneana (Fo), el olécranon (O), el epicóndilo (Ec) y la epitroclea (Et), la tróclea humeral (Th), la cabeza radial (Cr) y la cavidad sigmoidea menor (s) del cúbito. Tomado de A. Paniagua González. (2018). Anatomía del codo para el cirujano artroscopista. *ARTROSCOPIA Y CIRUGÍA ARTICULAR*. Vol. 25. Fasc. 2. (Núm. 63). file:///C:/Users/HP%20WiOS/Downloads/reaca.25263.fs1801002-anatomia-codo-cirujano-artroscopista.pdf

La articulación cúbito-humeral es estable gracias a su alta congruencia articular, es decir, las superficies óseas encajan bien entre sí. Sin embargo, también depende de estructuras ligamentosas fuertes para mantener su estabilidad. Los huesos del húmero y el cúbito son los principales estabilizadores estáticos del codo. Se requiere conservar al menos el 30% del olécranon (parte del cúbito) y el 50% de la apófisis coronoides (también del cúbito) para mantener esa estabilidad.

Cuando el codo está extendido, las superficies articulares contribuyen aproximadamente al 55% de la estabilidad en posición de varo (desviación hacia el lado del dedo meñique) y al 30% de la estabilidad en posición de valgo (desviación hacia el lado del pulgar). Sin embargo, cuando el codo está flexionado a 90°, las superficies articulares aportan el 75% de la estabilidad en varo y el 35% de la estabilidad en valgo.

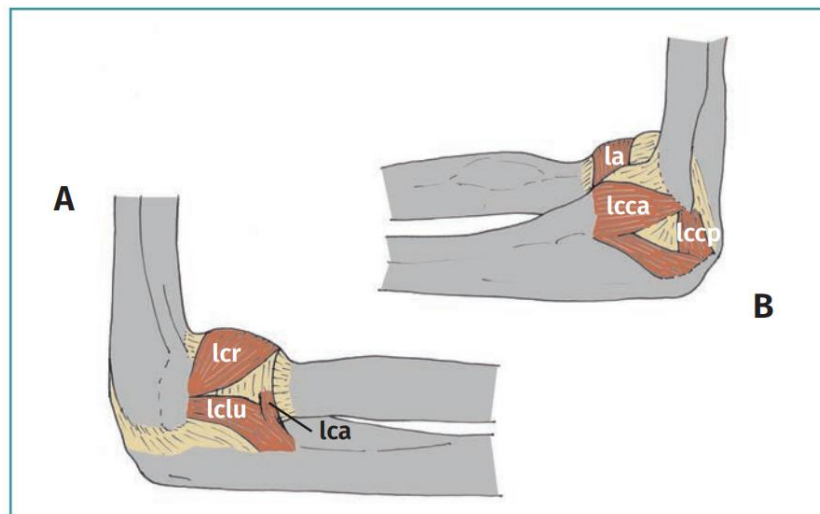
En cuanto a la articulación radio-humeral (entre el radio y el húmero), su papel en la estabilidad del codo es más limitado. Actúa como un estabilizador secundario en posición de valgo (desviación hacia el lado del pulgar), pero si las estructuras ligamentosas del lado interno del codo

están lesionadas, la articulación radio-humeral adquiere una mayor importancia para mantener la estabilidad.

2.3.2 Cápsula y ligamentos del codo

La cápsula articular del codo envuelve las tres articulaciones del codo en un solo complejo, siendo un factor importante para la estabilidad. Los ligamentos, que son engrosamientos especializados de la cápsula, forman los complejos ligamentosos medial y lateral. En extensión, la cápsula proporciona aproximadamente el 70% de la resistencia a la separación de la articulación, el 30% de la estabilidad en posición de varo (desviación hacia el lado del dedo meñique) y el 40% de la estabilidad en posición de valgo (desviación hacia el lado del pulgar).

Figura 3 Ligamentos de codo



Nota: Anatomía ligamentosa del codo en su visión lateral y medial. Se aprecian los ligamentos colaterales cubital con sus bandas anterior (lcca) y posterior (lccp), colateral radial (lcr) colateral lateral ulnar (lclu), ligamento colateral accesorio (lca) y anular (la). Tomado de A. Paniagua

González. (2018). <file:///C:/Users/HP%20WiOS/Downloads/reaca.25263.fs1801002-anatomia-codo-cirujano-artroscopista.pdf>

El complejo ligamentoso medial se compone de tres fascículos: anterior, posterior y transverso. El fascículo anterior es el más importante biomecánicamente y actúa principalmente en extensión, siendo responsable del 30% de la estabilidad del codo en posición de valgo. El fascículo posterior adquiere relevancia en la flexión del codo, aportando el 55% de la estabilidad en posición de valgo en dicha posición, y también estabiliza el codo frente a las fuerzas de separación.

El complejo ligamentoso lateral está compuesto por cuatro estructuras ligamentosas: el ligamento colateral radial, el ligamento colateral radial accesorio, el ligamento colateral cubital lateral y el ligamento anular del radio. El ligamento colateral radial se mantiene tenso en todos los movimientos del codo. El ligamento anular tiene una función dual, con la parte anterior tensa en supinación y la parte posterior tensa en pronación. El ligamento colateral radial accesorio refuerza la estabilidad en posición de varo cuando está presente. El ligamento colateral cubital lateral es el principal estabilizador lateral, manteniéndose tenso en todo el rango de flexión y extensión. En conjunto, todo el complejo actúa como un potente estabilizador estático primario del codo. En extensión, soporta el 15% de la estabilidad en posición de varo, mientras que en flexión soporta el 10% de la estabilidad en posición de varo.

2.4 Sistema muscular

El sistema muscular desempeña un papel fundamental en la generación del movimiento en el cuerpo humano. Su principal función es producir el movimiento de los órganos y segmentos

óseos. Este sistema está compuesto por alrededor de 650 músculos en el cuerpo humano. Cuando todos estos músculos actúan de manera coordinada y están controlados por el sistema nervioso central, se logra un movimiento estable, armonioso y sincronizado.

La coordinación de los músculos es esencial para generar movimientos fluidos y precisos. Cuando el sistema nervioso central envía señales a los músculos para contraerse, estos responden de forma sincronizada y en conjunto, permitiendo el movimiento de los segmentos óseos y la ejecución de diversas acciones. La contracción muscular es un proceso complejo en el que las fibras musculares se acortan, generando tensión y fuerza que se transmite a través de los tendones y articulaciones, resultando en el movimiento del cuerpo.

Es importante destacar que el movimiento del cuerpo no se limita a movimientos simples de un solo músculo, sino que implica la interacción de múltiples músculos que trabajan en conjunto. Los músculos agonistas y antagonistas, que se oponen entre sí, actúan de manera coordinada para lograr movimientos precisos y contrarrestar fuerzas opuestas. Además, el sistema muscular no solo se encarga del movimiento voluntario, sino que también está involucrado en funciones automáticas e involuntarias, como la respiración, la digestión y el latido del corazón.

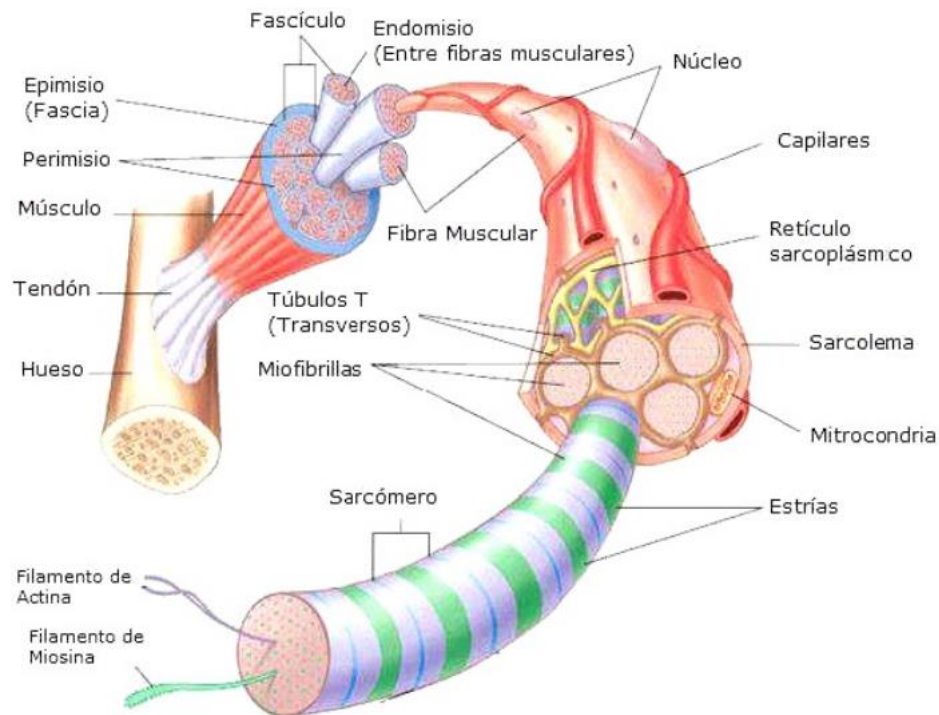
2.4.1 Características principales del tejido muscular

2.4.1.1 Estructura muscular. La unidad estructural del músculo esquelético es la fibra muscular, una célula cilíndrica alargada que presenta cientos de núcleos. El espesor de las fibras musculares oscila entre los 10 a 100 μ m y en su longitud entre 1 a 30 cm. Una fibra muscular se compone de muchas miofibrillas que están recubiertas por delicada membrana plasmática llamada sarcolema. La miofibrilla está compuesta por varias sarcómeras que contienen filamentos deslgados (actinas), gruesos (miosina), elásticos (tinina) e ineslásticos (nebulina). La actina y la

miosina son la parte contráctil de las miofibrillas, y éstas últimas son la unidad básica de la contracción.

Cada fibra está recubierta por un tejido conectivo distendido llamado endomisio. Las fibras se organizan en grupos de varios tamaños, que están revestidas por un tejido conectivo denso conocido como perimisio. El músculo está envuelto por una fascia de tejido conectivo fibroso llamado epimisio. (A. Ramírez, 2011). En la siguiente figura se puede observar de manera detallada la estructura y cada uno de las partes detalladas en el párrafo anterior.

Figura 4 Estructuras que componen un músculo del cuerpo humano



Nota: Estructura a detalle de la composición de un músculo. Tomada de: Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un

dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]
file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

Cada extremo de un músculo se inserta al hueso por tendones, que no tienen propiedades contráctiles activas. Los músculos forman el componente contráctil y los tendones el componente elástico en serie. Las fibras de colágeno en el perimisio y el epimisio son continuas con las de los tendones y juntas actúan como un armazón estructural para la inserción de huesos y fibras musculares. El perimisio, endomisio, epimisio y el sarcolema actúan como componentes elásticos paralelos. Las fuerzas producidas por las contracciones musculares se transmiten al hueso a través de esos tejidos conectivos y de los tendones (Nordin M. 2004).

2.4.1.2 Unidad motora. La "unidad motora" es la entidad fundamental de los músculos del esqueleto, compuesta por una neurona y las fibras musculares que esta neurona inerva. Esta unidad representa la unidad más pequeña del músculo que puede contraerse de manera autónoma. Cuando se produce la estimulación, todas las fibras musculares dentro de la unidad motora responden como un conjunto unificado. Si todas las fibras se contraen al máximo o si ninguna se contrae en absoluto, se describe como una respuesta "todo o nada". En resumen, la unidad motora es la unidad funcional de los músculos esqueléticos y se compone de una neurona y las fibras musculares inervadas por ella, las cuales muestran una respuesta coordinada en forma de todo o nada cuando son estimuladas.

El número de fibras musculares que forman una unidad motora está muy relacionado con el grado de control requerido del músculo. Así, en músculos pequeños que realizan movimientos muy finos, cada unidad motora podría contener menos de una docena de fibras musculares. Por el

contrario, en músculos largos que realizan movimientos gruesos es posible encontrar de 1,000 a 2,000 fibras musculares que componen la unidad motora. (Marie André Destarac Eguizabal, 2018).

2.4.1.3 Propiedades del tejido muscular. Las propiedades mecánicas de los músculos y tendones se ven muy influenciadas por la edad, temperatura, contenido de humedad, PH y otros aspectos. Sin embargo, algunos estudios han producido resultados que permiten generalizar las propiedades y respuesta mecánica de éstos. (J.D. Humphrey, 2002). Otra forma es la electromiografía, ya que esta es una valiosa herramienta que ha permitido estudiar y comparar los efectos de la actividad neuronal en los músculos. Proporciona una forma de evaluar la respuesta contráctil muscular y entender cómo las señales neuronales afectan la función muscular. Su uso ha sido fundamental en la investigación de la relación entre el sistema nervioso y el sistema muscular, así como en el diagnóstico y tratamiento de trastornos neuromusculares.

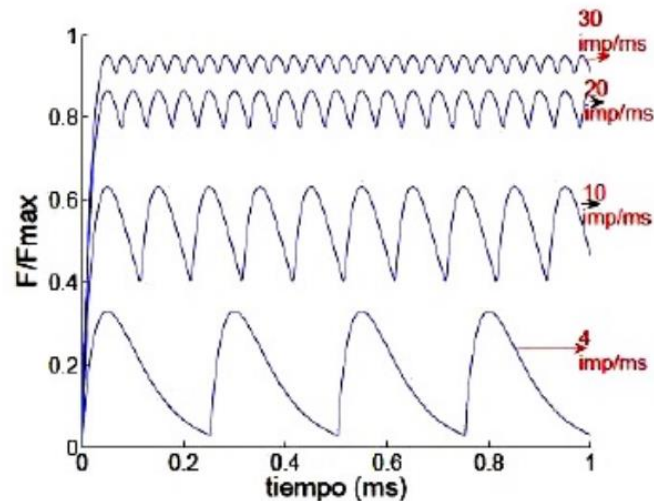
2.4.1.4 Propiedades de los músculos

2.4.1.4.1 Frecuencia de contracción. Los tiempos de contracción y relajación de los músculos varían según la estructura de las fibras musculares. Algunas fibras se contraen rápidamente en unos 10 milisegundos, mientras que otras pueden tardar hasta 100 milisegundos o más. Por otro lado, el impulso eléctrico que se envía a la neurona de la unidad motora solo dura alrededor de 1 o 2 milisegundos. Este breve lapso representa solo una pequeña fracción del tiempo necesario para que ocurra la contracción muscular, incluso en los músculos que se contraen rápidamente. Por lo tanto, es posible que se hayan enviado una serie de impulsos eléctricos antes de que se complete la primera contracción.

El músculo puede activarse de dos formas: de manera voluntaria mediante señales neuronales o de manera artificial utilizando un electrodo colocado en el nervio o la fibra muscular. Al activarse de forma artificial, se tiene la ventaja de conocer las características de la señal que se introduce al sistema, lo que permite controlar la intensidad, el voltaje, la frecuencia y la duración del estímulo.

La frecuencia de estimulación puede variar y está controlada por unidades motoras individuales. A medida que aumenta la frecuencia de estimulación en las fibras musculares, se genera una mayor tensión o fuerza en el músculo como un todo. Sin embargo, hay un límite máximo en la frecuencia de estimulación, y una vez alcanzado, la tensión muscular ya no aumentará más.

Figura 5 Respuesta del músculo a estímulos



Nota: Respuesta que da el músculo cuando se le aplican estímulos de diferentes frecuencias
Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad

Politécnica

de

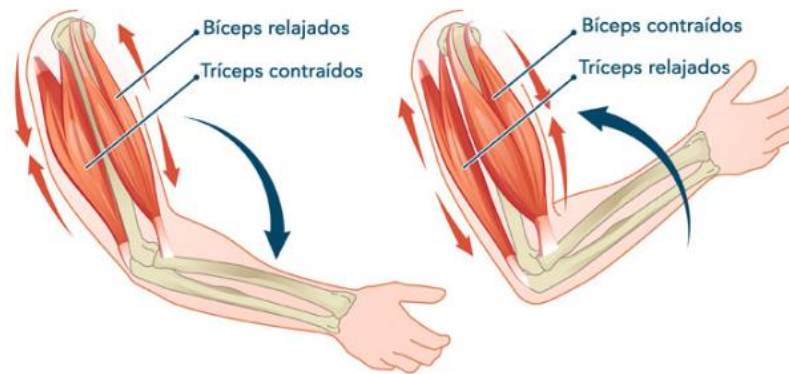
Madrid]

file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

2.4.1.4.2 Par muscular. Durante la contracción muscular, se produce una fuerza generada por el músculo al contraerse y actuar sobre las estructuras óseas a las que está unido. Esta fuerza ejercida por el músculo se conoce como tensión muscular. Por otro lado, la fuerza externa que actúa sobre el músculo y debe ser superada se denomina resistencia o carga.

Cuando los músculos se contraen, se genera un momento o par de fuerzas en la articulación involucrada, debido a que la línea de aplicación de la fuerza muscular generalmente se encuentra a cierta distancia del centro de movimiento de la articulación. El momento se calcula multiplicando la fuerza muscular por la distancia perpendicular entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de movimiento.

Las contracciones musculares y el trabajo resultante se pueden clasificar según la relación entre la tensión muscular y la resistencia que debe ser vencida, o según el momento del músculo generado y la resistencia que debe ser vencida. Esta clasificación nos permite comprender mejor cómo los músculos se adaptan y responden a diferentes cargas y situaciones, y cómo se lleva a cabo el trabajo muscular en el cuerpo.

Figura 6 Contracción muscular

Nota: El músculo sometido a contracción. Tomado de (2020). ¿Qué es la contracción muscular? . Inofavit. <https://inovafit.com.mx/que-es-la-contraccion-muscular/>

2.4.1.4.3 Fatiga muscular. La capacidad de un músculo para contraerse y relajarse depende de la disponibilidad de ATP (trifosfato de adenosina). El ATP es necesario para proporcionar la energía requerida en el proceso de contracción muscular. Si un músculo tiene un suministro adecuado de oxígeno y nutrientes que pueden descomponerse para generar ATP, puede mantener una respuesta de contracción eficiente incluso durante un período prolongado.

Sin embargo, cuando la frecuencia de estimulación del músculo aumenta y supera la tasa de reposición de ATP, las respuestas de contracción se vuelven cada vez más débiles hasta que finalmente se detienen por completo. Este fenómeno se conoce como fatiga muscular. Durante la fatiga muscular, la tensión generada por el músculo disminuye gradualmente debido a la insuficiencia de ATP para sostener las contracciones.

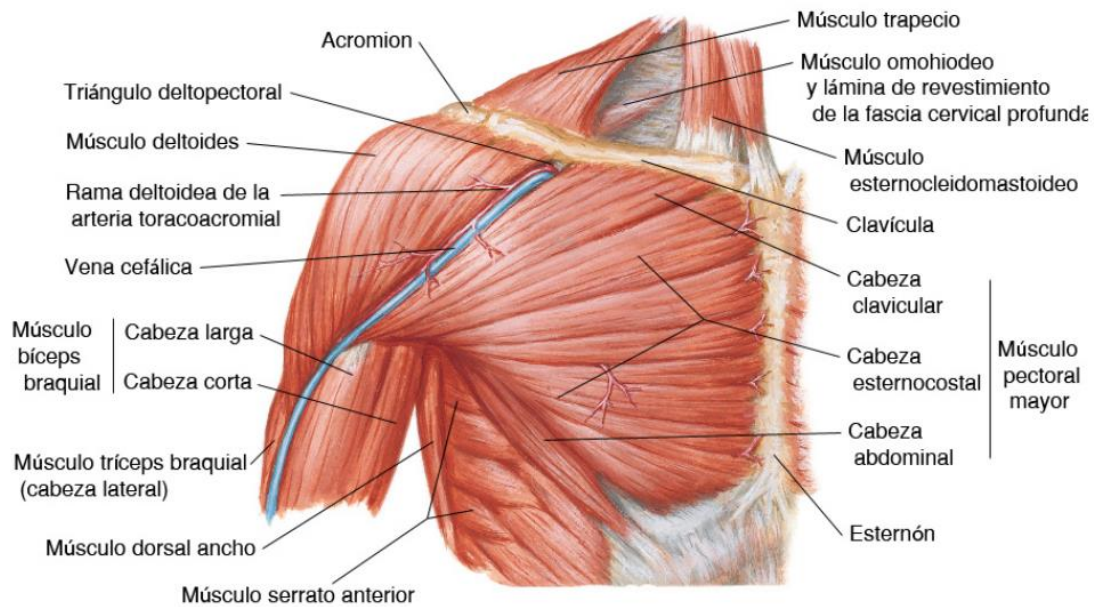
La fatiga muscular puede ser causada por diversos factores, como el agotamiento del suministro de ATP, la acumulación de productos de desecho metabólico (como el ácido láctico),

la disminución de la disponibilidad de oxígeno, el desequilibrio de electrolitos y el agotamiento de los nutrientes necesarios para la síntesis de ATP.

2.5 Principales músculos que conforman el brazo.

Los siguientes son los músculos principales que conforman el brazo humano, con sus principales características y localización en el cuerpo.

- **Bíceps braquial.** Se encuentra sobre el húmero y como puede observarse en la (Figura 7) está compuesto por dos partes, una larga y otra corta. La cabeza larga actúa como depresor de la cabeza humeral, lo que le brinda estabilidad a la unión glenohumeral. Sus funciones son la flexión y supinación del antebrazo y la elevación del húmero (Marie André Destarac Eguizabal, 2018a).
- **Braquial.** Es un músculo que pertenece a la capa profunda muscular. Se encuentra detrás del bíceps braquial y su punto de inserción es el tercio inferior del húmero, su función es ayudar en la flexión del codo en cualquier posición que adopte. Dado que es un músculo grueso, es capaz de generar mucha fuerza. Permite llevar a cabo los movimientos rápidos en el codo (Paniagua Gonzalez et al., 2018). Se puede observar en la (Figura 8).
- **Braquiorradial.** Se origina en el tercio inferior del húmero y se inserta en el radio. Anteriormente se le conocía como supinador largo, pero dado que no cumple ninguna función en la supinación, se ha dejado de llamarle así. Su función es la flexión del brazo sobre el antebrazo y ayuda en la estabilización de la articulación del codo. En la (Figura 9) se puede observar su ubicación en el cuerpo humano. (C. Teitz et al, 2007).

Figura 7 Bíceps braquial

Nota: Se puede observar las dos cabezas que conforman el músculo bíceps Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]
 file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

Figura 8 Braquial

Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]

Figura 9 Braquiorradial



Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]

- **Coracobraquial.** Es un músculo largo capacitado para movimientos rápidos. Su función es elevar el brazo y es uno de los músculos depresores del hombro. Otorga

equilibrio al miembro superior (C. Teitz et al, 2007). Se puede observar a continuación.

Figura 10 Coracobraquial



Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]

file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

- **Pronador redondo.** Tiene dos puntos de origen, localizado uno de ellos al final del húmero y el otro, en el cúbito. Su función es pronación del radio sobre el cúbito y ayudar a la flexión del codo (C. Teitz et al, 2007). A continuación, se muestra su localización.

Figura 11 Pronador redondo

Nota: Se puede observar el músculo pronador redondo Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid] <file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf>

- **Subescapular.** Forma parte del manquito de los rotadores y se localiza en la capa muscular más profunda. Su origen está en la superficie anterior de la escápula y el de inserción en el tubérculo menor del húmero. Su función es prevenir que la cabeza del húmero se desplace hacia arriba por la acción de los músculos bíceps y cabeza larga del tríceps. Rota medialmente el húmero (C. Teitz et al, 2007). En la Figura 12 se puede observar dicho músculo.
- **Supinador.** Se encuentra en la capa profunda de los músculos del antebrazo, oculto por los superficiales. Tiene dos cabezas, conocidas como supinador largo y supinador corto. Ambas cabezas tienen como función principal ayudar la

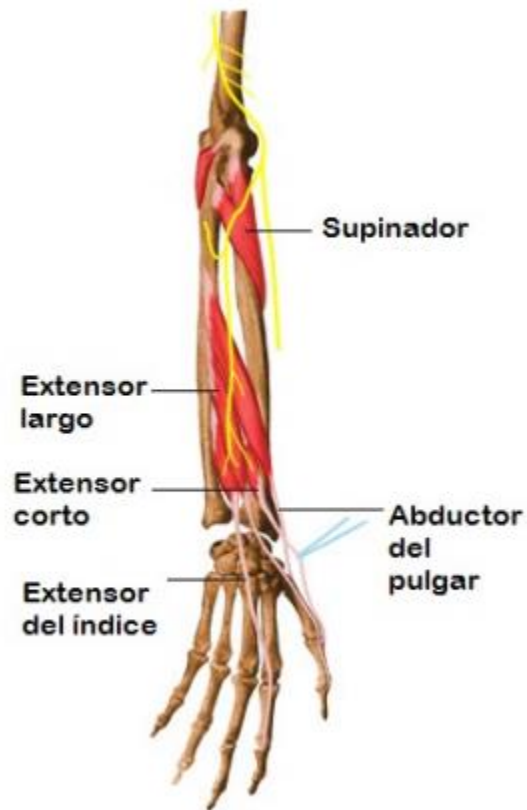
pronación y supinación del antebrazo (C. Teitz et al, 2007). Se puede observar en la Figura 13.

- **Tríceps.** Tiene su origen en tres porciones o cabezas y es el único músculo que se ubica en el dorso del brazo. Sus puntos de origen son: en la escápula, cara posterior del 1/3 superior del húmero y borde interno de la cara posterior de los 2/3 inferiores del húmero. Las tres cabezas se insertan en el cúbito por medio de un tendón ancho y plano. En la Figura 7 y Figura 14 se puede observar dichos puntos, así como la forma y localización del músculo. Es grueso y resiste para evitar caídas y proteger la parte más sensible del tronco y cabeza. Su función es ayudar a la extensión del codo (Destarac Eguizabal, 2018).

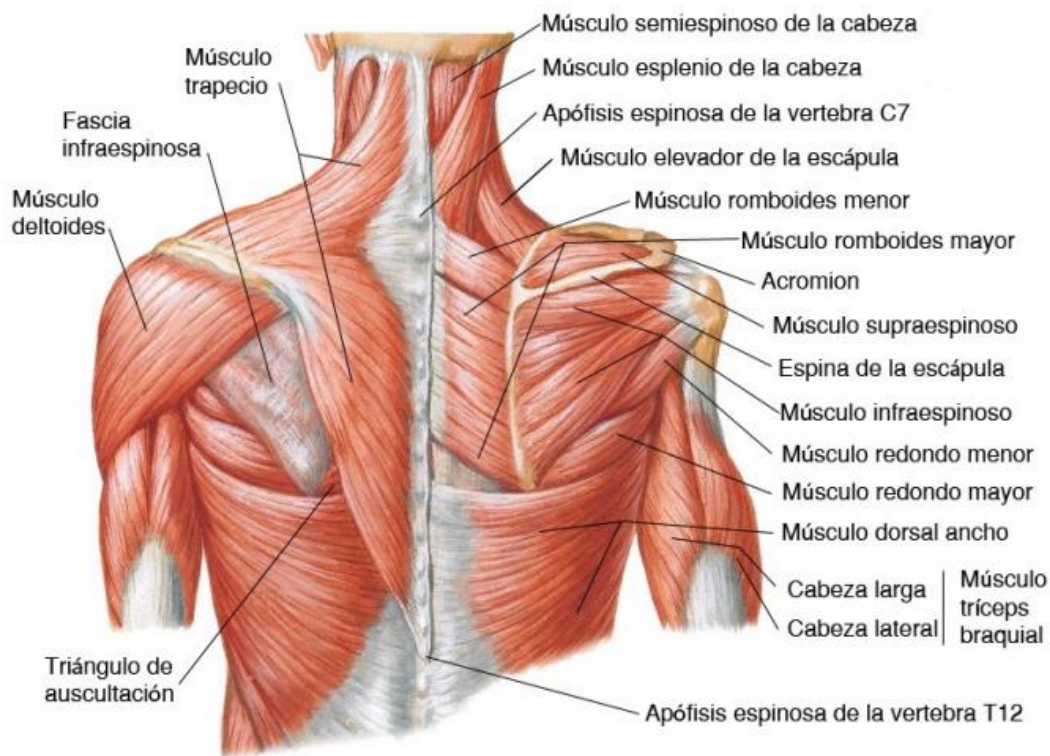
Figura 12 Subescapular



Nota: Se puede observar el subescapular a detalle Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]
file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

Figura 13 Supinador

Nota: Se puede observar el antebrazo completo Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid]
file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

Figura 14 Tríceps

Nota: Vista posterior de los músculos que conforman el tren superior Tomado de Destarac m. (2018) modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid] file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf

2.6 Tipo de prótesis transhumerales

2.6.1. Prótesis transhumeral

“Las prótesis transhumerales están indicadas para pacientes que hayan sufrido algún tipo de amputación traumática a nivel proximal medio o distal del húmero o en su defecto, para pacientes que requieran su uso por sufrir algún tipo de malformación congénita.” (Protex, 2022).

Estas prótesis pueden ser accionadas por medios mecánicos, así como por ayuda de sensores mioeléctricos los cuales brindan la señal para mover los componentes electrónicos que ayudan a realizar los movimientos de flexión extensión de codo, así como del movimiento de la muñeca y la sujeción de objetos.

2.6.1.1 Prótesis transhumeral mecánica.

Estas prótesis utilizan sistemas de cables comandados por movimientos del muñón o de la cintura escapular (antepulsión del hombro, abducción escapular) los cuales accionan el dispositivo terminal (garfio o mano mecánica) y el movimiento de flexión extensión de codo con función de trabe y destrabe del mismo (Arce, 2005).

Figura 15 Prótesis transhumeral mecánica



Nota. La figura muestra una prótesis mecánica de gancho accionada por una serie de cables para realizar el movimiento de la prótesis. Tomado de Arce, 2005. Prótesis de miembro superior <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

2.6.1.2. Prótesis transhumeral semi-activa o híbrida

Este tipo de prótesis tienen la combinación de sistemas de fuerza propia (corpórea) y de la fuerza ajena (extracorpórea) “Una prótesis híbrida combina el poder corporal con el poder mio-eléctrico en una sola prótesis. Más comúnmente son usadas por amputados transhumerales”. (Arce, 2005). En las cuales se puede utilizar un codo de control mecánico y un dispositivo terminal (garfio o mano) de control mio-eléctrico o viceversa.

Figura 16 Prótesis semi-activa



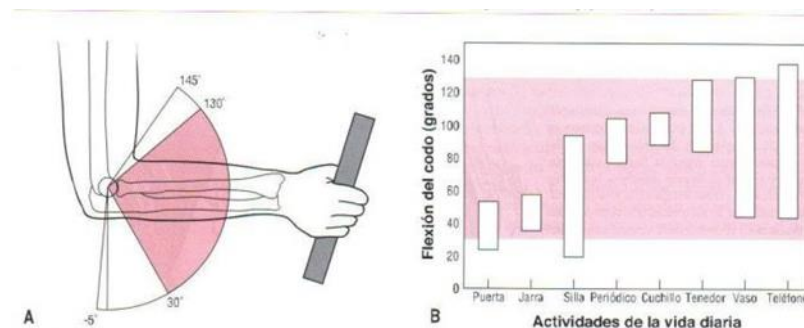
Nota. La figura muestra una prótesis con un control mioeléctrico para el movimiento de flexión-extensión. Tomado de Arce, 2005. Prótesis de miembro superior <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

2.6.1.3. Sensor mioeléctrico. Son electrodos capaces de recibir microvoltios que se detectan al realizar la contracción de un músculo convirtiéndose en una señal mioeléctrica que es la integración temporal y espacial de todos los potenciales de acción de la unidad motora detectados

utilizando uno o dos electrodos a partir de un cierto volumen de tejido. La señal mioeléctrica, cuando se amplifica y se registra, se denomina electromiograma, y el proceso de obtención, procesamiento y análisis de señales electromiográficas (EMG) se denomina electromiografía (Gómez y Torres, 2011).

2.6.1.4. Flexión extensión de codo. “La flexión del codo permite importantes funciones fisiológicas, como tirar, levantar con el brazo, comer y barrer. La extensión del codo se produce en actividades como lanzar objetos, empujar y extender el brazo” (Romero, Pucha, 2020) “La amplitud máxima de movimiento pasivo del codo es de 5 grados de hiperextensión a 145 grados de flexión” (Neumann,2007) este movimiento de flexión extensión es el que da la libertad a la mano de poderse mover por el espacio lo que la hace una función muy importante algunos estudios indican que para las actividades de la vida diaria solo se utiliza entre el 30 y 130 grado de flexión (Neumann,2007).

Figura 17 Flexión-extensión de codo

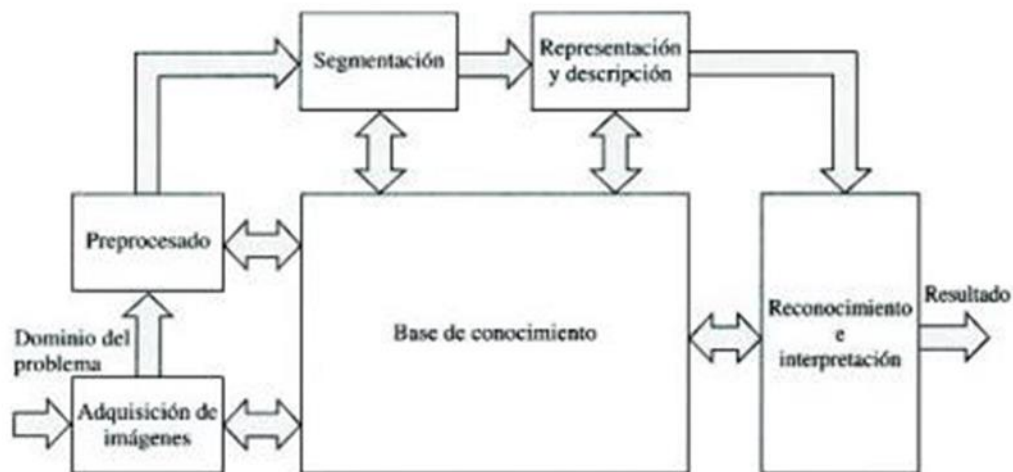


Nota. Rango de movimiento del codo en grados. Tomado de Neumann (2007). Fundamentos de rehabilitación física.Pdf

2.7. Procesamiento de imágenes digitales

El procesamiento de imágenes consiste en alterar la información visual para obtener mejores resultados o para aislar algunas características particulares de las imágenes.

Figura 18 Etapas del procesamiento de imágenes digitales



Nota. Mapa para la realización del procesamiento de imágenes digitales. Tomado de Departamento de electrónica y automática (DEA)(2018). Procesamiento digital de imágenes. <http://dea.unsj.edu.ar/imagenes/recursos/Capitulo1.pdf>

2.7.1. Naturaleza de las imágenes

“Una imagen es una representación, sin parecido, o imitación de un objeto o cosa, es decir una descripción gráfica, algo introducido para representar alguna otra cosa más, una imagen contiene información descriptiva acerca del objeto que representa” (DEA, 2018, pag 20).

2.7.2 Teoría tricromática

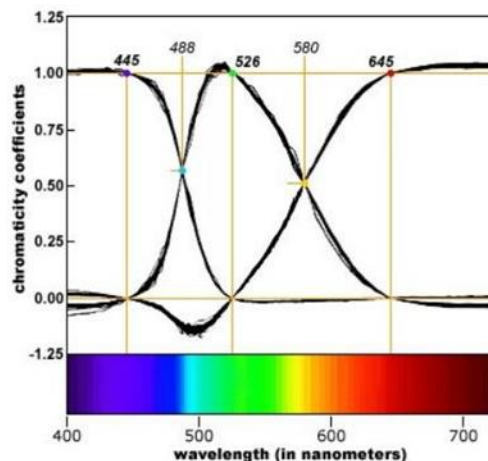
Esta teoría tiene su origen en que nuestro sistema visual está basado en los tres sensores de color básicos rojo, verde y azul (Malacara, 2002). Sin importar el número de radiaciones electromagnéticas que lleguen a nuestro ojo, la respuesta de este será evaluada en términos de estos tres colores. Cuando vemos algún color sólo podemos diferenciar su tono, saturación e intensidad (Agoston, 1979).

2.7.3 Diagrama de cromaticidad CIE

De 1928 a 1930, investigaciones hechas por W. D. Wright y J. Guild de manera separada, obtuvieron resultados de cantidades (positivas y negativas) de tres colores monocromáticos primarios necesitados para igualar los colores del espectro (Agoston, 1979).

Utilizando los estímulos de referencia dados por la CIE a través de transformaciones matriciales los resultados de Wright y Guild son equivalentes. En la Figura 19 aparecen las curvas obtenidas por Wright.

Figura 19 Funciones de igualación



Nota. Coeficientes de cromaticidad tomado de por W. D. Wright, (1969). The Measurement of Colour (Adam Hilger, London, 1969),Pdf

3. Análisis de variables cinemáticas del movimiento de flexión-extensión de codo

3.1 Movimiento de flexión extensión de codo

El movimiento de flexión se define como el movimiento que acorta el ángulo entre el brazo y el antebrazo, acercándolo al hombro y la extensión aumentando dicho ángulo alejándolo del ángulo, por medio de la articulación del codo, el movimiento de flexión es dado por el musculo del bíceps braquial y la extensión por el tríceps braquial, dicho movimiento en conjunto tiene un rango de 0 a 146 grados en flexión completa “generalmente es posible realizar la mayoría de actividades cotidianas en un rango de movimiento entre los 30 y 130°de arco de movimiento, esto se conoce como arco funcional del codo.”(Barrera, Gonzales, 2014).

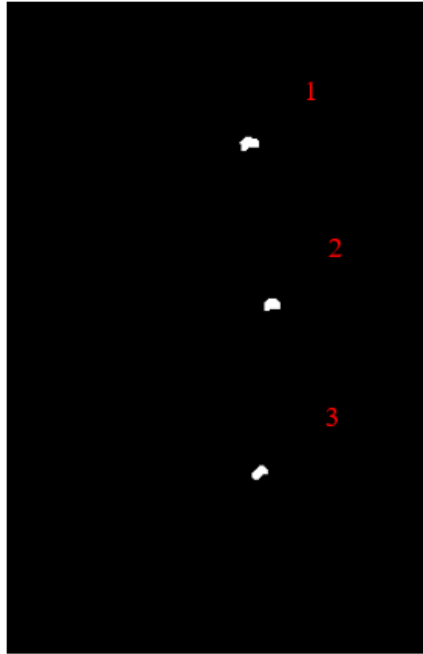
Para analizar el movimiento de flexión extensión de codo, se optó por el procesamiento de imágenes digitales, con ayuda del software Matlab y el acceso a un código libre que ayudo a obtener las variables cinemáticas del movimiento, para ello fue necesario fijar tres puntos de referencia, los cuales son fijados en los tres puntos de mayor interés, donde se desarrolla el movimiento de flexión-extensión, el movimiento relativo de la mano respecto al codo y el punto de fijación de la prótesis al muñón del paciente ver Figura 20.

Figura 20 Puntos de estudio del movimiento de la prótesis accionada por tracción.



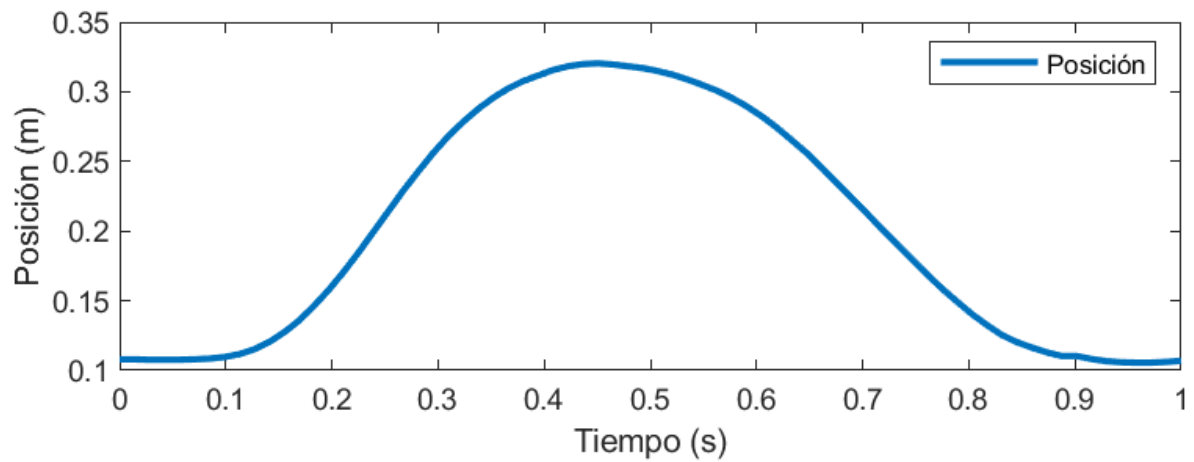
Nota. La figura representa los puntos de interés ubicados sobre la prótesis y en la posición de reposo del paciente cotidianamente, utilizando la prótesis accionada por tracción.

Para realizar el estudio del movimiento y encontrar la posición, velocidad y aceleración es necesario, primeramente realizar la toma del movimiento mediante un video y proceder a procesarlo con ayuda de tres códigos en el software Matlab (Anexo 1) , debido a que el procesamiento de imágenes digitales tiene tres pasos importantes para realizarlo, como primera instancia se debe convertir el video en una matriz de imágenes y binarizarlas, ya binarizadas las imágenes se hallan los centroides de los puntos de interés para posteriormente obtener los valores de posición, velocidad y aceleración.(Mathworks, 2023).

Figura 21 Puntos de estudio del movimiento binarizados

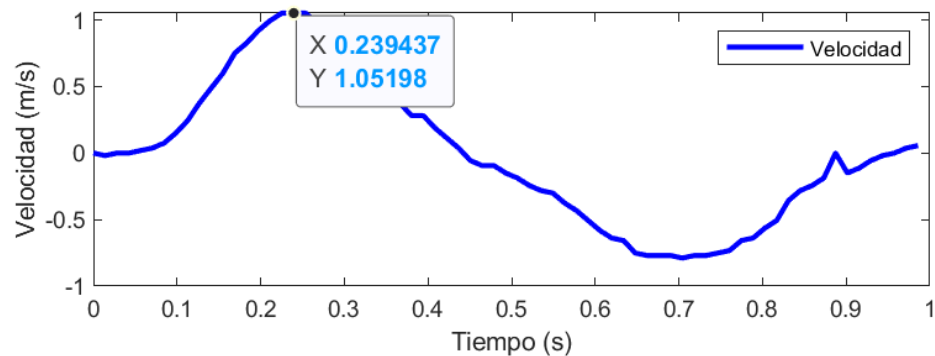
Nota. La figura representa los puntos de interés del movimiento de la prótesis binarizados para encontrar su centroide, siendo de mayor interés el punto 3.

Utilizando esta metodología se obtuvieron los valores posición, velocidad y aceleración, estos criterios son utilizados para realizar la selección de los componentes necesarios para la conversión de la prótesis transhumeral accionada por tracción a semiactiva, es importante al momento de realizar la toma del video utilizar un color diferente al que se encuentre en todo el entorno, debido a que si existe un color igual o similar al utilizado en los puntos de estudio el procesamiento de las imágenes digitales será erróneo, dado que entraran puntos al análisis que no son de interés.

Figura 22 Posición del movimiento de flexión-extensión de codo a través del tiempo

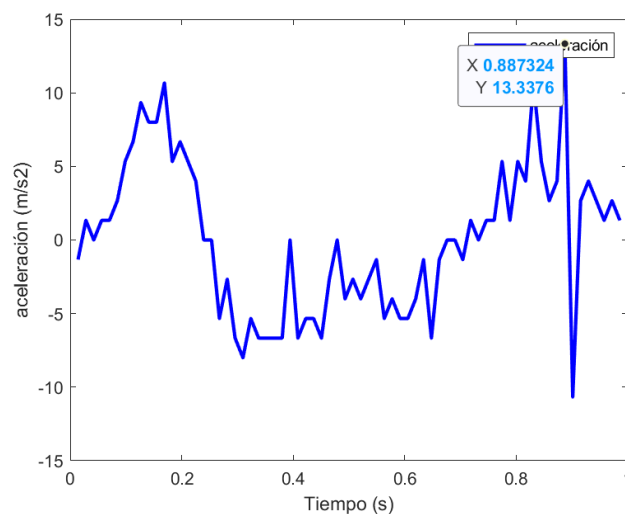
Nota. La figura representa la posición del punto inferior (3) designado en la figura 21

Se puede observar en la Figura 22 la posición del punto inferior (3), el cual es de mayor interés, debido a que dejando como pivote el punto medio (2) se realiza el movimiento de flexión-extensión del codo, en el momento inicial se tiene la extensión total es decir que la prótesis se encuentra en zona de reposo, a los 0,45 segundos se obtiene la mayor posición correspondiente a la medida del antebrazo de la prótesis, en este tiempo el antebrazo se encuentra a 90 grados respecto a la región que va del hombro a codo.

Figura 23 Velocidad del movimiento de flexión-extensión de codo a través del tiempo

Nota. La figura representa la velocidad del punto inferior (3) designado en la figura 21.

En la Figura 23 se observa la velocidad a lo largo del movimiento de flexión- extensión, en la cual obtenemos una velocidad máxima de 1,052 m/s aproximadamente, al conocer la posición máxima de la prótesis la cual es aproximadamente 0,255 m, podemos obtener la velocidad angular en grados por utilizando las ecuaciones de movimiento circular uniforme donde obtenemos una velocidad de 236,37 grados/segundo.

Figura 24 Aceleración del movimiento de flexión-extensión de codo a través del tiempo

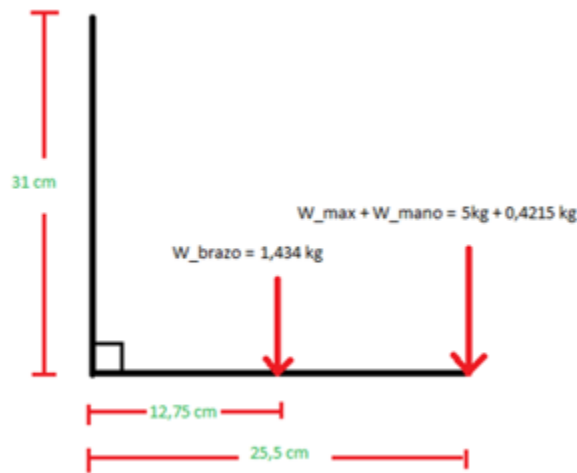
Nota. La figura representa la aceleración del punto inferior (3) designado en la figura 21.

Se puede evidenciar que la aceleración es casi cero en el punto de mayor velocidad y máxima con un valor de $13,3376 \text{ m/s}^2$ al final del movimiento de flexión-extensión, además se puede ver una aceleración muy fluctuante en el tiempo, lo cual nos indica que la velocidad en el movimiento no es constante, haciendo que la prótesis no tenga ningún tipo de control.

Estos datos nos ayudan en la selección de los componentes necesarios para realizar la conversión de la prótesis transhumeral mecánica a semiactiva, aunque existen pocos estudios de la velocidad, torque y aceleración que debe tener una prótesis semiactiva o mioeléctrica, un estudio realizado por Murray y Jonhson, en el cual se analizaron 10 pacientes diferentes realizando el movimiento de flexión-extensión de codo, se determinó que se ejerce un torque promedio de $5,5 \text{ Nm}$ y una velocidad angular en el codo de $250 \text{ grados/segundo}$ (Murray, Jonhson, 2017).

Teniendo en cuenta lo anterior se hizo un estudio de torques con el fin de encontrar la carga máxima que soportaría la prótesis, esto basado en las actividades cotidianas que realiza el paciente y obteniendo una potencia y torque máximo para la selección y diseño de los componentes adecuados para el buen funcionamiento de la prótesis transhumeral semi-activa.

Figura 25 DCL de la prótesis transhumeral mecánica.



Nota. En la figura se puede ver el DCL de la prótesis con sus respectivas medidas y peso en vacío.

Teniendo el DCL se procedió a hacer una tabla con los objetos que levanta el paciente cotidianamente y se hizo el cálculo del respectivo torque como se observa a continuación.

Tabla 1. Torques calculados de actividades cotidianas

Objeto	Fuerza (N)	Fuerza con peso completo	Distancia (m)	Torque codo (N.m)	Distancia brazo estirado (m)	Torque hombro (N.m)
Mancuerna (2.5kg)	24,525	28,65963419	0,255	8,308826718	0,565	16,19269332
Lapicero promedio (20gr)	0,1962	4,330834189	0,255	2,104982718	0,565	2,446921317
Bolsa de mercado liviana (5kg)	49,05	53,18463419	0,255	14,56270172	0,565	30,04931832
Columna de cuadernos (2kg)	19,62	23,75463419	0,255	7,058051718	0,565	13,42136832
Peso máximo (5kg)	49,05	53,18463419	0,255	14,56270172	0,565	30,04931832

En la tabla se puede observar que el peso máximo que carga el paciente en sus actividades cotidianas es de 5 kg, el cual genera un torque en el codo de 14,56 Nm siendo este el dato más importante para la selección de los componentes.

3.2 Selección de componentes

Para realizar una correcta decisión de selección se empleará la matriz de Pugh “La Matriz de Pugh es una herramienta cuantitativa que permite comparar opciones entre sí mediante un arreglo multidimensional (una matriz de decisiones).” (Business education, 2023).

Para seleccionar el elemento que entrega la potencia, se optó por servomotores, dado que estos tienen un mejor control y son más compactos que un motor sin escobillas, además de poseer un rango de desplazamiento que generalmente está entre los 0 y 270° siendo idóneo para la aplicación que se requiere de realizar el movimiento de flexión-extensión de codo.

3.2.1 Selección de servomotor

Al momento de seleccionar el servomotor hay que tener en cuenta dos requerimientos muy importantes los cuales son el torque y la velocidad de giro en grados por segundo, sabiendo que se debe tener un torque superior a 14,56 Nm y una velocidad de 250 grados/segundo.

3.2.1.1 Opción A. Servomotor alto torque ASME-03B. Los engranajes metálicos son propicios para una salida de alta torsión de motores de alta potencia, resistentes y duraderos. El servo de ASME-03B se puede utilizar ampliamente en robots, brazos robóticos, líneas de producción, robots de control de movimiento horizontal y vertical de la cámara, tiene alta estabilidad y puede controlar de manera estable el mecanismo de dirección para trabajar dentro de

un rango de torsión seguro. Incluso si se quema el fusible, el mecanismo de dirección puede seguir funcionando. (Amazon, 2023)

Tabla 2. Especificaciones técnicas servomotor [A]

Torque máx. [Nm]	Voltaje [V]	Velocidad [°/s]	Angulo rotación	Tamaño [mm]	Costo [\$]
37,28	24	120°/s	300°	95.5 x 60.5 x 102.6	508.126,10

Figura 16. Servomotor de alto torque



Nota. Tomado de Piastimedia. (2023). Servomotor alto torque ASME-03B 12~24V 380Kg/cm.

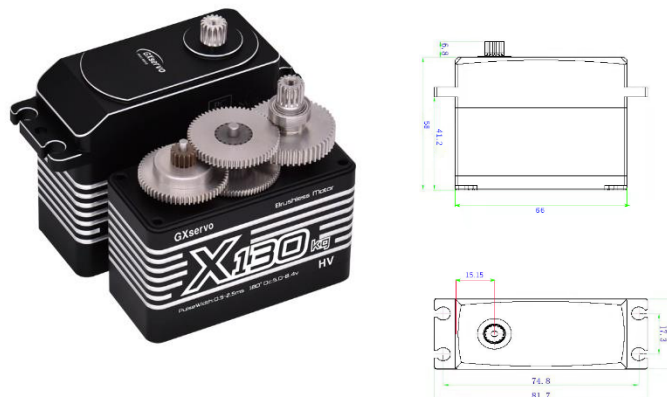
I+D electrónica. <https://www.didacticaselectronicas.com/index.php/elementos-electromecanicos/motores-y-solenoides-1/servomotores-1/servomotor-alto-torque-asme-03b-12-24v-380kg-cm-servomotores-servo-motores-servos-de-alto-torque-con-control-integrado-detail>

3.2.1.2 Opción B. Servomotor GXservo 150. El servo RC adopta un engranaje de acero inoxidable extremadamente fuerte y una carcasa de metal de cuerpo completo, un par de 150 kg-cm, asegura una larga vida útil y durabilidad, alta precisión. El motor interno sin escobillas tiene un par fuerte y su vida útil es 10 veces mayor que la del motor sin núcleo del mismo nivel tiene un diseño totalmente resistente al agua, su nivel de impermeabilidad es IP67, el mecanismo de dirección se puede sumergir completamente en agua, se utiliza para cambiar el par, la velocidad y el ángulo de los juguetes RC, robots, brazos mecánicos y otros juguetes de control remoto. (Amazon, 2023)

Tabla 3. Especificaciones técnicas [B]

Torque máx. [Nm]	Voltaje [V]	Velocidad [°/s]	Angulo rotación	Tamaño [mm]	Costo [\$]
15.7	13	400°/s	180°	65 x 30 x 58	1'482.035,53

Figura 17. Servo GXservo 150



Nota. Tomado de Aliexpress. (2022.). GXservo-Servo de Motor sin escobillas para coche a control remoto. *Aliexpress.*

https://es.aliexpress.com/item/1005004634537986.html?spm=a2g0n.productlist.0.0.13055a017fF88G&browse_id=24b91dc7338b47acb2ffe7761eae3a2e&aff_trace_key=6e107fcea2d0442584cdac3dd1272146-1677790073552-05876-_ePNSNV&aff_platform=msite&m_page_id=ztdhcqrygkcasgmw1887ebb099b13948c17a22cc3c&gclid=&pdp_npi=3%40dis%21COP%211113800.39%211113800.39%21%21%21%21%21%21%40211bc71916857533669412341d07d6%2112000029917000287%21sea%21CO%210&algo_pv_id=df2eb068-f84e-4f48-9d41-109d431935dc

3.2.1.3 Opción C. Servomotor DSSERVO 150. Diseñado para RC a gran escala, robots, industrial; Velocidad de funcionamiento: 0.19sec / 60 °; Par de pérdida: 173kg-cm (2402.5oz-in) @ 12.6V, circuitos de alto voltaje, respuesta suave y mucha potencia; IP67 impermeable, engranajes de acero inoxidable únicos extremadamente fuertes, caja de metal CNC de disipación de calor rápida y rodamientos de bolas duales de alta resistencia aseguran una larga vida útil y durabilidad. (Amazon, 2023)

Tabla 4. Especificaciones técnicas [C]

Torque máx. [Nm]	Voltaje [V]	Velocidad [°/s]	Angulo rotación	Tamaño [mm]	Costo [\$]
17	12.6	315°/s	270°	65 x 30 x 48	261.060

Figura 18. Servomotor DSSERVO 150

Nota. Tomado de Amazon. (2022). MoreOneRC Servo a gran escala 1/5 de 330.7 lbs de alto par HV 18T. *Amazon*. https://www.amazon.com/MoreOneRC-Torque-Waterproof-Digital-Servos/dp/B0BLSGJ1LW/ref=sr_1_2?crid=20V1HHY2XA4EZ&keywords=servo%2Bmotors%2B150%2Bkg&qid=1685755114&sprefix=servo%2Bmotors%2B150%2Bk%2Caps%2C352&sr=8-2&th=1

3.2.1.4 Matriz de Pugh para servomotores. Para dar las calificaciones dentro de la matriz se asignó un valor de 1 para poca importancia y 3 para la mayor, así como una calificación de 1 a 5 para evaluar los diferentes criterios tenidos en cuenta para la selección.

Tabla 5. Matriz de Pugh para servomotores

Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada		
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Opción A	Opción B	Opción C	Opción A	Opción B	Opción C
Torque	3	5	5	5	15	15	15
Velocidad	3	1	5	5	3	15	15
Tamaño	2	1	4	5	2	8	10
Costo	2	3	1	5	6	2	10
Peso	1	3	5	5	3	5	5
Puntuación total		13	20	25	29	45	55

Nota. La tabla muestra la calificación para los 3 tipos de servo en estudio.

En la Tabla 4 se puede observar los diferentes criterios evaluados para las 3 opciones de servomotores encontrados, en el cual se puede ver que la opción más acertada es la opción C, con una calificación de 55 puntos y una segunda opción que se acerca es la B, la cual tiene una calificación de 45 puntos. Pero dejando como ganadora la opción C ya que cumple con los requerimientos necesarios para el buen funcionamiento del sistema.

3.2.2 Selección de fuente de alimentación

Teniendo en cuenta que el servo seleccionado funciona a un voltaje de 12.6 V máximo, la mejor opción es utilizar una batería de 12 voltios, para no generar una sobre carga en el circuito y dañar el servomotor seleccionado, además de cumplir con un requerimiento importante y es que esta fuente de alimentación debe ser de tamaño y peso reducido, además de ser recargable y

portable, debido a que el peso de esta será asumido por el paciente al momento de realizar sus actividades cotidianas para ello se tienen las tres siguientes opciones.

3.2.2.1 opción A. Batería Talentcell Paquete de batería de iones de litio recargable de 12 V 3000 mAh. Batería recargable de iones de litio de salida doble DC12V y 5V USB. Tamaño pequeño, alta capacidad de 3000 mAh, fácil de transportar. El rango de voltaje del puerto de salida de 12 V es de 12,6 a 9 V, no es constante, compatible con la mayoría de los dispositivos de 12 voltios. Admite protección contra sobrecarga/descarga, sobretensión, sobre corriente y cortocircuito. Indicador multiled, 5 indicadores LED que muestran el porcentaje de batería. (Amazon, 2023)

Figura 19. Batería Talentcell recargable 12v



Nota. Imagen de batería de iones de litio portable con adaptador de puerto USB. Tomada de Amazon. (2022). TalentCell portátil 5 V/12 V DC Batería de ión litio pack de salida para tiras de LED. *Amazon*. <https://www.amazon.com/-/es/TalentCell-port%C3%A1til-Bater%C3%ADa-salida-recargable/dp/B01M7Z9Z1N>

Tabla 6. Especificaciones técnicas [A]

Voltaje [V]	Peso [g]	Tamaño [mm]	Costo [\$]
12	180g	25 x 56 x 105	881.536,40

Nota. En la tabla se muestran los datos de las especificaciones según los requerimientos importantes para la selección. Tomado Tomada de Amazon. (2022). TalentCell portátil 5 V/12 V DC Batería de ión litio pack de salida para tiras de LED. *Amazon*. <https://www.amazon.com/-/es/TalentCell-port%C3%A1til-Bater%C3%ADa-salida-recargable/dp/B01M7Z9Z1N>

3.2.2.2 opción B. Paquete de Baterías de Litio. Esta batería recargable de iones de litio ofrece una salida de 12V y 8000 mAh. Está diseñada para alimentar dispositivos que manejen un voltaje de 12 VDC, en donde se requiera una fuente de alimentación que no demande mucha corriente (Sandorobotics, 2023).

Figura 20. Paquete de baterías de iones de litio 12v

Nota. En la figura se puede observar el paquete de baterías junto con el cargador que viene en el paquete de la compra. Tomado de Sandorobotics (2023). Kit de Batería de Litio con Cargador – 12V, 8000mAh. *sandorobotics* <https://sandorobotics.com/producto/hs3457/>

Tabla 7 Especificaciones técnicas [B]

Voltaje [V]	Peso [g]	Tamaño [mm]	Costo [\$]
12.6	500g	127 x 65 x 23	246.796,88

Nota. En la tabla se muestran los datos de las especificaciones según los requerimientos importantes para la selección. Tomado de Sandorobotics (2023). Kit de Batería de Litio con Cargador – 12V, 8000mAh. *sandorobotics* <https://sandorobotics.com/producto/hs3457/>

3.2.2.3 opción C. Batería sellada de ácido-plomo. Batería recargable sellada, de ácido-plomo, de 12 V, 1,2 Amperes/hora y hasta 1000 ciclos de carga/descarga, tiene la característica de “voltaje de carga flotante” que te permitirá tener el cargador conectado por tiempo indefinido a la

batería sin dañarla y tenerla lista para su uso en cualquier momento además de sellado de alta seguridad que evita derrames. (Steren, 2023).

Figura 21 Bateria de 12 V sellada



Nota. Imagen de batería de ácido-plomo de 12v sellada. Tomado de Steren (2023). Bateria sellada de ácido-plomo, 12 Vcc 1.2 Ah. *steren* <https://www.steren.com.co/bateria-sellada-de-acido-plomo-12-vcc-1-2-ah.html>

Tabla 8. Especificaciones técnicas [C]

Voltaje [V]	Peso [g]	Tamaño [mm]	Costo [\$]
12.6	525g	43 x 57 x 99	38500

Nota. En la tabla se muestran los datos de las especificaciones según los requerimientos importantes para la selección. Tomado de Steren (2023). Bateria sellada de ácido-plomo, 12 Vcc 1.2 Ah. *steren* <https://www.steren.com.co/bateria-sellada-de-acido-plomo-12-vcc-1-2-ah.html>

3.2.2.4 Matriz de Pugh para Fuentes de alimentación. Para dar las calificaciones dentro de la matriz se asignó un valor de 1 para poca importancia y 3 para la mayor, así como una calificación de 1 a 5 para evaluar los diferentes criterios tenidos en cuenta para la selección.

Tabla 9. Matriz de Pugh para fuentes de alimentación

Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada		
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Opción A	Opción B	Opción C	Opción A	Opción B	Opción C
Voltaje	3	5	5	5	15	15	15
Peso	3	5	3	3	15	9	9
Tamaño	2	4	3	5	8	6	10
Costo	3	1	3	5	3	9	15
Puntuación total		15	14	18	41	39	49

Nota. La tabla muestra la calificación para los 3 tipos de fuentes en estudio.

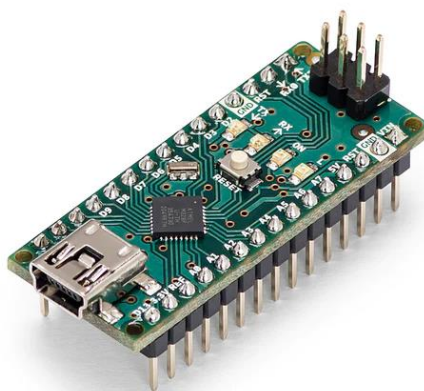
En la Tabla 8 se puede observar los diferentes criterios evaluados para las 3 opciones de fuentes en estudio, en el cual se puede ver que la opción más acertada es la opción C, con una calificación de 49 puntos y una segunda opción que se acerca es la A, la cual tiene una calificación de 41 puntos. Pero dejando como ganadora la opción C ya que cumple con los requerimientos necesarios para el buen funcionamiento del sistema.

3.2.3 Selección de controladores

Para seleccionar los controladores es importante tener en cuenta que el servomotor seleccionado trabaja con señales PWM y es importante que se pueda realizar un control estable del giro del servomotor, además del control de los demás elementos del circuito necesario para el movimiento de flexión-extensión de codo, para ello se estudiaran 3 opciones de controladores de bajo costo, además de que sea de un tamaño compacto y bajo peso.

3.2.3.1 opción A. Arduino nano. Arduino Nano es una placa pequeña, completa y compatible con placas de prueba basada en ATmega328 (Arduino Nano 3.x). Carece de un conector de alimentación de CC y funciona con un cable USB Mini-B en lugar de uno estándar. Cuenta con 6 pines de salida PWM y 8 pines de entrada analógica, con un peso de 7g y medidas de 18x45 mm (Arduino.cc, 2023).

Figura 22. Arduino Nano



Nota. Imagen de un Arduino nano. Tomado de Arduino store (2023). Arduino Nano. *Arduino cc*
<https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>.

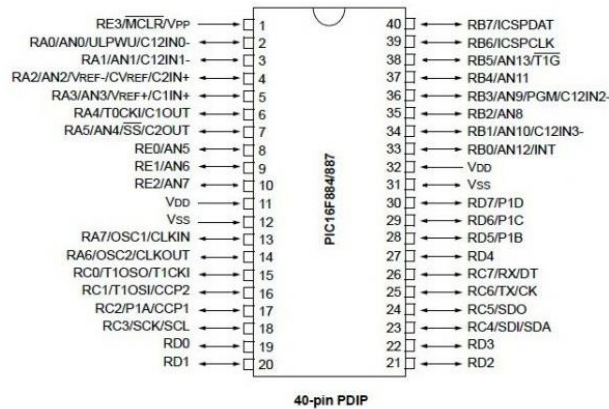
Tabla 10. Especificaciones técnicas del Arduino nano

Especificaciones	Detalle
Microcontrolador	ATMega328
Voltaje de operación	5V
Arquitectura	AVR
Memoria flash	32 KB
Pines analógicos	8
Pines digitales	6
Conector de alimentación	Mini B
Dimensiones	18x45mm
Peso	7g
Precio	110.059,82\$

Nota. La tabla muestra las especificaciones del Arduino nano. Tomado de Arduino store (2023).
 Arduino Nano. *Arduino cc* <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>.

3.2.3.2 opción B. Microcontrolador PIC 16F887. Microcontrolador de 8 bits con 35 pines I/O disponibles, memoria de programa flash 8192 words, SRAM 368 Bytes, EEPROM de datos 256 Bytes, ADC de 10 bits y 14 canales, 2 módulos de captura/comparación/PWM, 2 timers de 8 bits y 1 de 16 bits, EUSART, MSSP que soporta SPI y I²C, 2 comparadores análogos, cristal interno, tecnología nanoWatt. (electrónicas caldas, 2023)

Figura 23. Microcontrolador PIC 16F887



Nota. La figura muestra el esquemático del microcontrolador PIC 16F887. Tomado de electrónicas caldas (2023). PIC 16F887. *Electronicoscaldas*. <https://www.electronicoscaldas.com/es/microcontroladores-pic/121-microcontrolador-pic-16f887.html>

Tabla 11. Especificaciones técnicas [B]

Especificaciones	Detalle
Microcontrolador	8 bits
Voltaje de operación	2-5.5V
Arquitectura	AVR
Memoria flash	8 KB
Pines analógicos	35
Pines digitales	35
Conector de alimentación	Mini B
Dimensiones	18x45mm

Peso	7g
Precio	128.043 \$

Nota. La tabla muestra las especificaciones de microcontrolador PIC 16F887 Tomado de electrónicas caldas (2023). PIC 16F887. *Electronicoscaldas*. <https://www.electronicoscaldas.com/es/microcontroladores-pic/121-microcontrolador-pic-16f887.html>

Tabla 12. Matriz de Pugh para controladores


Criterios	Importancia	Puntuación		Puntuación ponderada	
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Opción A	Opción B	Opción A	Opción B
Costo	3	5	4	15	12
Peso	3	5	5	15	15
Tamaño	2	5	5	10	10
PWM	3	5	5	15	15
Puntuación total		20	19	55	52

Nota. La tabla muestra la calificación para los 3 tipos de fuentes en estudio.

En la Tabla 11 se puede observar la evaluación de los dos controladores, evidenciándose que el Arduino nano es el ganador con un puntaje de 55, esto debido a que es un controlar con

todas las características necesarias para cumplir con los requerimientos del sistema a un menor costo en comparación con la otra opción.

Tabla 13. Opciones ganadoras

DSservo 150kg	Batería sellada de ácido-plomo	Arduino nano
Torque =17Nm	Voltaje = 12.6V	
Velocidad =315°/s	Peso =530gr	
<div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;">   </div>		

Nota. En la tabla se puede ver las opciones seleccionadas y ganadoras de las diferentes propuestas estudiadas que cumplen con todos los requerimientos solicitados.

Al tener seleccionado los componentes necesarios para realizar el movimiento de flexión-extensión de codo se procedió al diseño del mecanismo del codo y la adecuación de los componentes para cumplir con el requerimiento propuesto.

4. Diseño del mecanismo de codo

Las medidas antropométricas se tomaron al medir a una persona de 34 años, género masculino, la cual tenía una amputación de tipo transhumeral. En primera instancia se realizó un escáner 3D por medio del escáner Creaform del laboratorio que se encuentra ubicado en la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander, luego se tomó las respectivas medidas, en la siguiente tabla se pueden observar algunos resultados.

Ilustración 1 Escaneo de medidas



Tabla 14 Medidas antropométricas

Medidas	
Altura	1,88 cm
Altura de brazo completo	56,5 cm
Altura del muñón	12 cm

Lo siguiente fue realizar un desarme de la prótesis mecánica existente, tomar medidas e inventario de cada uno de los componentes que ésta posee, en las siguientes ilustraciones se puede observar el mecanismo, el cual consta de un eje, un sistema con guaya y un mecanismo prisionero que cumple la función de dar un final de carrera a dicha prótesis.

Ilustración 2 Posición lateral del mecanismo de codo

Ilustración 3 Posición frontal de mecanismo de codo



Ilustración 4 Guayas que componen el mecanismo



4.1 Socket

Una vez obtenidas las medidas y realizado el escaneo digital, se utiliza el software Autodesk Meshmixer para finalizar la elaboración del socket, Las siguientes imágenes muestran el proceso y el resultado final de la pieza después del escaneo digital.

Figura 24 Software Autodesk Meshmixer

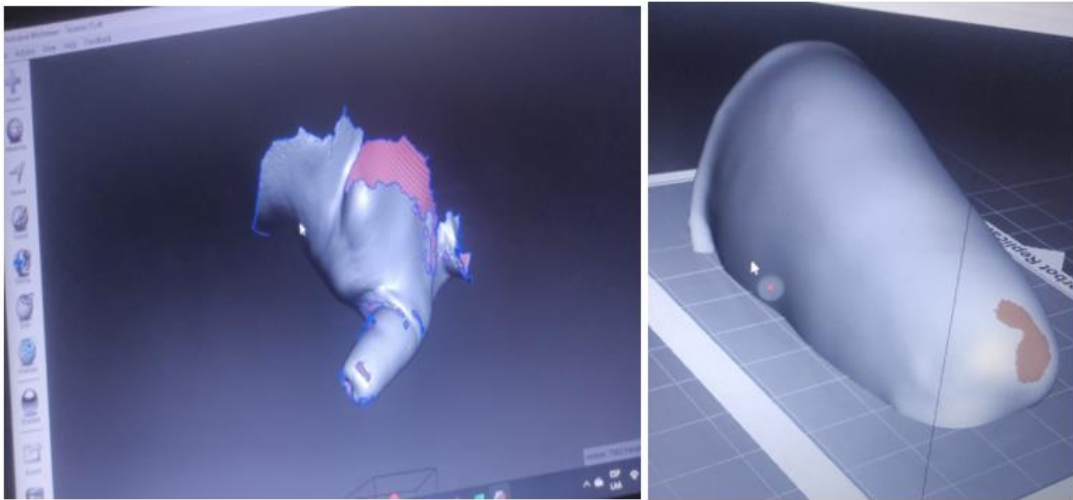
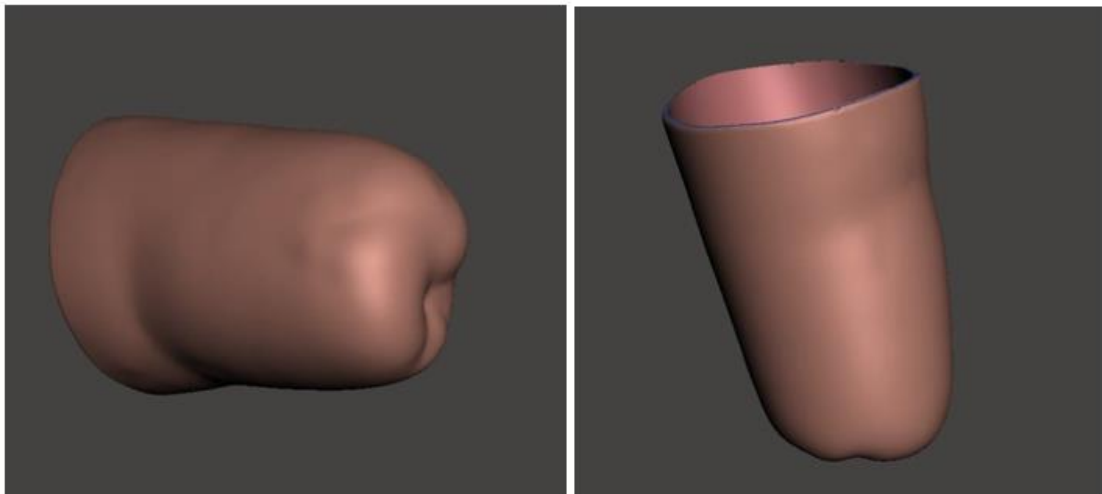


Figura 25 Pieza Socket



Con la finalización del socket se procede al procesamiento de la pieza por medio de impresión 3D, el material se llama (Poliuretano termoplástico) TPU, este material tiene la característica particular, la cual es su alta flexibilidad, larga durabilidad y difícil de romper, las propiedades de este material son.

- 5 Alargamiento del 450%.
- 6 Resistencia a la tracción 150 MPa
- 7 Dureza Shore 98A
- 8 Temperatura de fusión 225°C
- 9 Temperatura de transición vítrea de 60°C

Ya con el material seleccionado y pieza lista, se procede a imprimir la pieza, esta tiene un proceso de impresión de 32 horas, en las siguientes figuras se puede observar el proceso y ya la finalización de esta.

Figura 26 Proceso de impresión 3D de socket



Figura 27 Socket

Nota: El socket calza de manera precisa en el muñón, lo que indica que no le maltratará el roce de esta con la piel.

4.2 Soporte, biela y manivela

Utilizando las medidas obtenidas mediante el desarme de la prótesis mecánica y el software SolidWorks, se lleva a cabo el diseño del mecanismo del codo. En las siguientes imágenes se puede apreciar este diseño, el cual se compone de un mecanismo de barras que incluye los soportes para el servomotor, una manivela, una biela y un soporte.

Figura 28 Vista isométrica del diseño

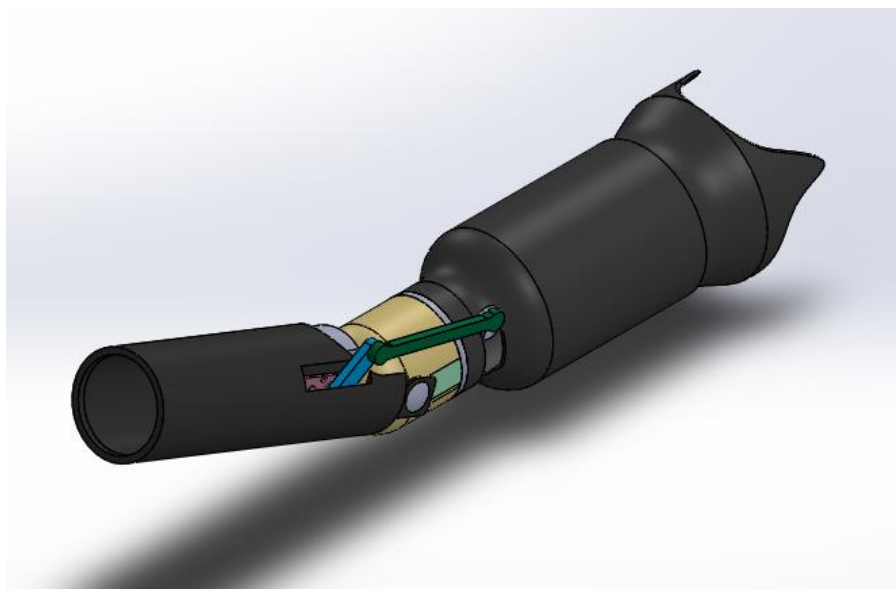


Figura 29 Ubicación del mecanismo en la prótesis

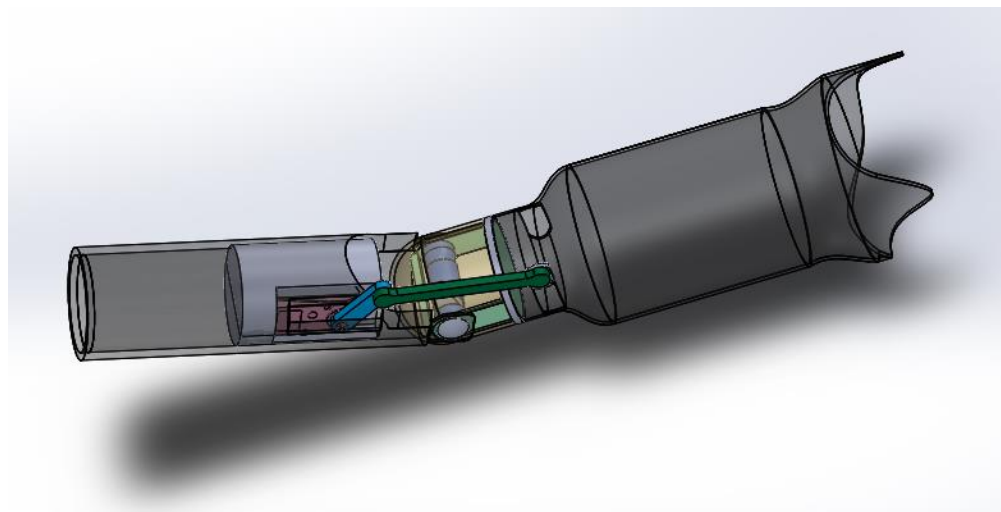


Figura 30 Vista de diseño realizando el movimiento de flexión

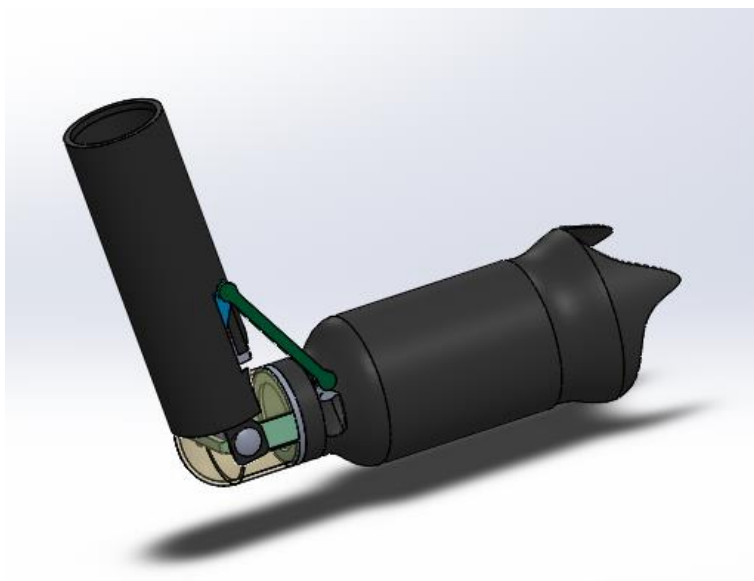


Figura 31 Vista lateral del mecanismo de barras

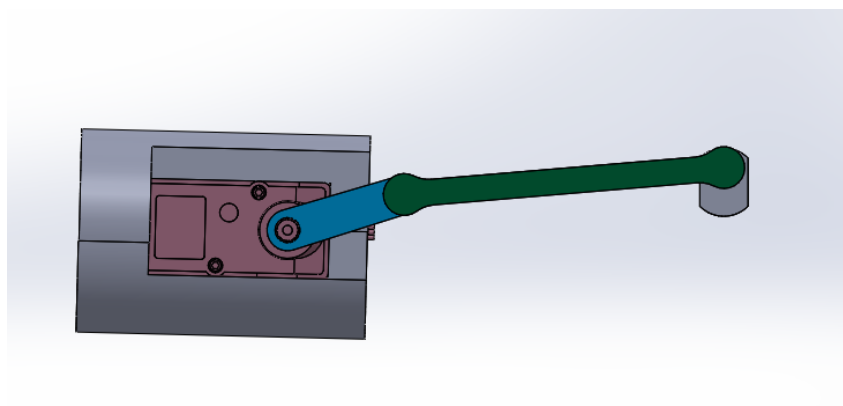
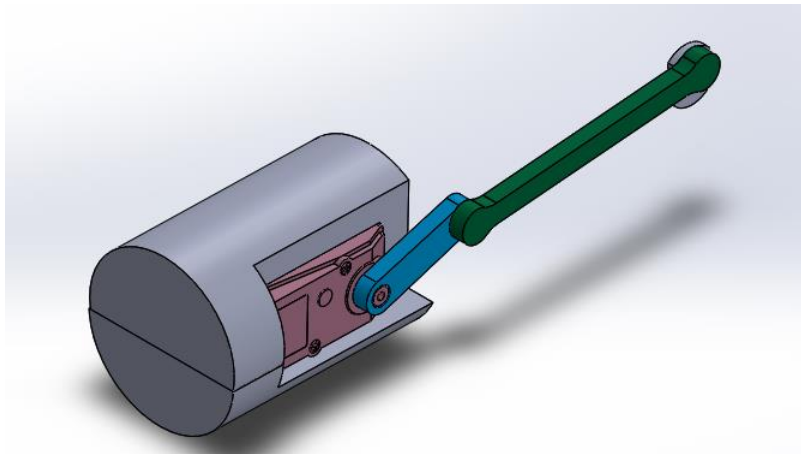
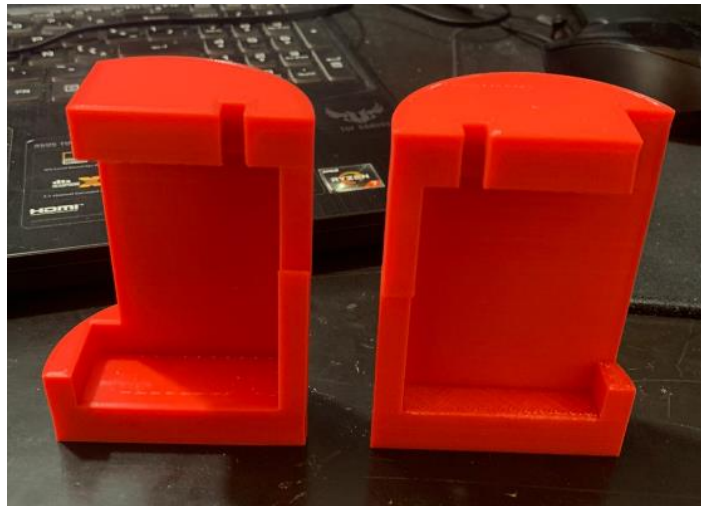


Figura 32 Vista isométrica del mecanismo de barra

Con el diseño listo se procedió a procesar las piezas, la primera pieza fue el soporte del servomotor, la cual, se realizó en impresión 3D, con el material PLA estándar (ácido poliláctico), este material consta de las siguientes características.

- 10 Dureza, resistencia al impacto, rigidez y elasticidad.
- 11 Buena resistencia a la torsión.
- 12 Temperatura de extrusión 200°C.
- 13 Resistencia a la tracción de 3309 MPa.
- 14 El límite elástico es de 55 MPa.
- 15 Resistencia a la compresión 66 MPa.
- 16 Resistencia a la flexión de 485 MPa.
- 17 Temperatura de deformación 55°C.

Figura 33 Soporte del servomotor**Figura 34 Vista frontal del soporte del servomotor**

Con las piezas listas se realizó la biela y manivela, estas fueron diseñadas por medio de corte a laser, con el material aluminio, ya que este cuenta con las siguientes características.

Tabla 15 Características del aluminio

Aluminio 6061 T6	
Densidad	2,70 g/cm ³
Dureza Brinell	100-120HB
Limite elástico	241 MPa
Resistencia a la tracción	290 MPa
Módulo de elasticidad	69 Pa

Nota.

Tomada

de

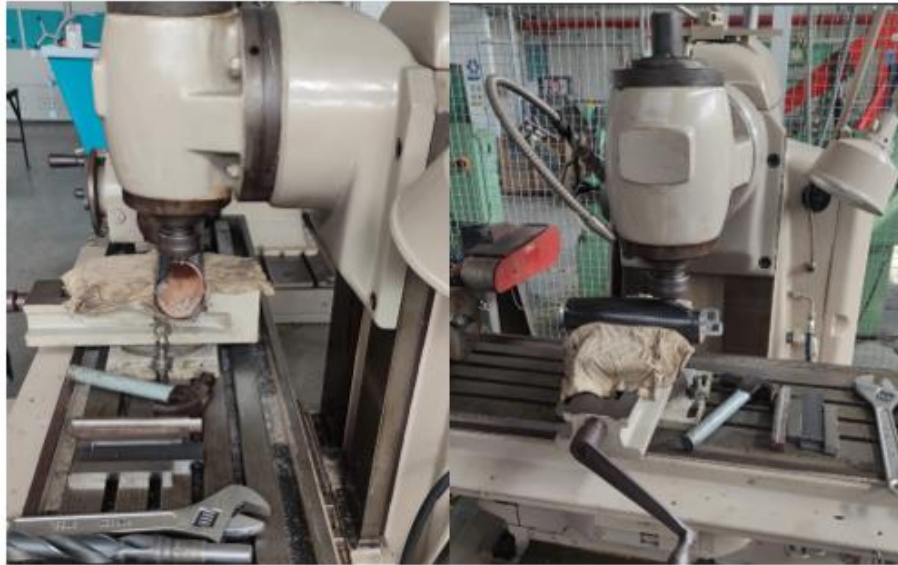
file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/Tesis%20de%20gu%C3%ADa%20eletromiograf%C3%ADa.pdf

Ilustración 5 Biela y manivela

Ya con todas las piezas listas, se procede a realizar los cortes de la prótesis, esto se hace por medio de una fresadora industrial en el laboratorio de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la

Universidad Industrial de Santander, por último, se realiza el armado de la prótesis con todos los componentes mecánicos, en las siguientes imágenes se puede observar el corte y armado de esta.

Ilustración 6 Cortes de antebrazo de la prótesis



La siguiente imagen se puede observar la parte interna del antebrazo ya armada, donde se encuentra ubicado el servomotor en conjunto con una parte del mecanismo del codo.

Ilustración 7 Parte interna del antebrazo



Ilustración 8 Vista superior del antebrazo de prótesis



Ilustración 9 Soporte del mecanismo



Nota: Se puede observar el soporte del mecanismo de codo que está anclado al brazo de la prótesis.

Ilustración 10 Parte mecánica del mecanismo de codo

A continuación, se muestran imágenes que ilustran el movimiento de flexión y extensión de la prótesis sin la adición de ningún peso adicional. El rango de movimiento observado abarca desde los 90 grados hasta los 180 grados. Es importante destacar que este rango es posible debido a la inclusión de un mecanismo de final de carrera en la prótesis original.

El mecanismo de final de carrera es una característica incorporada en la prótesis para limitar y controlar el rango de movimiento. En este caso, el final de carrera está diseñado para permitir que la prótesis alcance una flexión máxima de 180 grados, lo que representa un movimiento completo del codo. Además, también se ha establecido un ángulo de flexión mínima de 95 grados, lo que permite al usuario mantener una posición cómoda y natural del brazo durante el movimiento.

La decisión de no eliminar el mecanismo de final de carrera se tomó para minimizar las modificaciones en la prótesis original. Al mantener esta característica, se evitan alteraciones significativas en la estructura y el diseño de la prótesis, lo que puede facilitar su mantenimiento y

reparación. Además, al no modificar el mecanismo de final de carrera, se preserva la integridad y el funcionamiento original de la prótesis.

Ilustración 11 Prótesis realizando el movimiento



Nota: En la imagen solo se puede observar 2 ángulos, sin embargo, esta se puede mover a los ángulos deseados.

Se añade oscilaciones de pesos extras en la mano de la prótesis. El objetivo de añadir un peso adicional a la mano de una prótesis, una vez que está funcionando de manera óptima, es evaluar si su rendimiento se mantiene eficiente o si se ve afectada su funcionalidad. Al colocar este peso extra, se busca simular una carga adicional que el usuario podría enfrentar en situaciones cotidianas, como levantar objetos pesados o realizar tareas que requieren fuerza. Al someter la prótesis a estas condiciones más desafiantes, se puede determinar si es capaz de mantener su rendimiento y funcionalidad previa.

Esta prueba con un peso adicional permite evaluar la resistencia y capacidad de la prótesis para adaptarse a diferentes demandas. Si la prótesis sigue funcionando de manera eficiente y sin disminuir su rendimiento con la carga adicional, demuestra su capacidad de proporcionar un soporte fiable y efectivo en diversas situaciones. Por otro lado, si se observa una reducción en la funcionalidad o un deterioro en el rendimiento de la prótesis con el peso extra, esto podría indicar que necesita ajustes o mejoras para adaptarse mejor a las demandas físicas del usuario.

Ilustración 12 Porras de diferentes pesos.



En este caso las pesas oscilaban entre 1.8 kg y 2.35kg, se pudo observar que con estos pesos sigue operando de manera óptima. En las siguientes imágenes se puede observar el movimiento de la prótesis con el peso añadido.

Ilustración 13 Movimiento de prótesis con peso añadido

Después de llevar a cabo una serie de pruebas mecánicas utilizando diferentes oscilaciones de peso, se ha comprobado que la prótesis mantiene un rendimiento óptimo en el movimiento de flexión y extensión del codo hasta los 4.5 kg. Esto significa que la prótesis puede funcionar eficientemente y permitir al usuario realizar actividades que implican levantar y sostener objetos de hasta ese peso.

Sin embargo, aunque la prótesis es capaz de soportar cargas de hasta 5 kg, se ha decidido establecer un límite de peso máximo de 3.5 kg para garantizar su durabilidad a largo plazo. Esto se debe a que, aunque pueda soportar cargas más pesadas ocasionalmente, mantenerse dentro del rango de 3.5 kg asegura que la prótesis no se someta a un desgaste excesivo y pueda mantener su funcionamiento óptimo durante un período prolongado de tiempo.

Establecer un límite de peso máximo también es importante para tener en cuenta posibles fluctuaciones en la resistencia y durabilidad de los materiales utilizados en la prótesis. Al trabajar

con un peso más seguro y conservador, se reduce el riesgo de dañar los componentes internos de la prótesis y se prolonga su vida útil.

5. Validación del mejoramiento de movimiento de flexión-extensión de codo

Para mejorar el movimiento de flexión-extensión de codo de la prótesis transhumeral mecánica se hizo la conversión a una prótesis semiactiva o mioeléctrica, que para tal fin se empleó un sensor de electromiografía superficial (EMG), teniendo tres opciones diferentes en cuanto a calidad precio y funcionalidad, los cuales para su selección se hará uso de la matriz de Pugh.

5.1. Selección de sensor

Se procede a mirar las opciones que se adecue de mejor manera lo que se solicita, luego de una respectiva búsqueda se tienen las siguientes opciones.

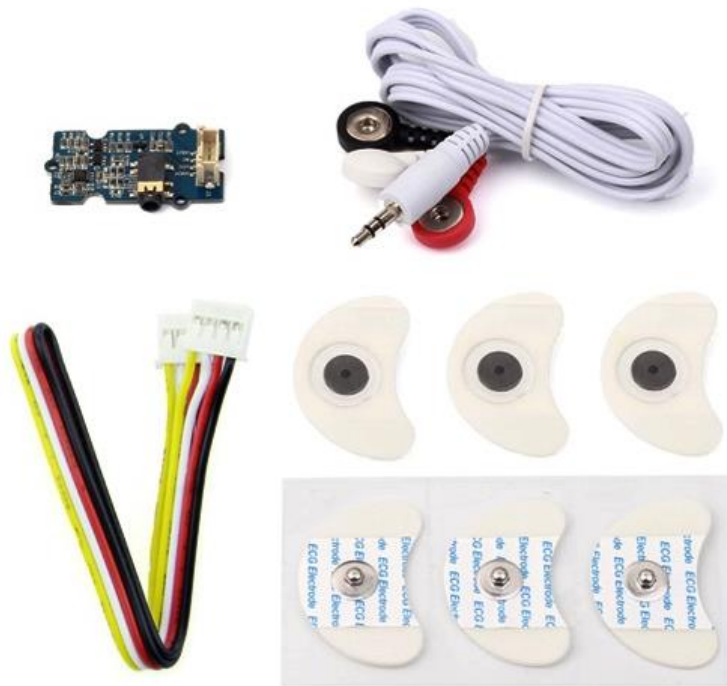
5.1.1. Opción a (Sensor EMG – Grove)

Este Sensor detector EMG recoge pequeñas señales musculares, luego las procesa con amplificación y filtro. La señal de salida puede ser reconocida por Arduino. Puedes adicionar esta señal a tu sistema de control. En el modo standby la salida de voltaje es 1.5V, cuando detecta señal muscular el voltaje sube hasta máximo 3.3V (Piastimedia, 2023). Este sensor tiene un precio de \$199.920 pesos colombianos, en la siguiente ilustración se puede apreciar el sensor con sus características.

- Voltaje de alimentación: 3.3V o 5Vdc

- Compatible con el conector Grove
- Conector 3.5mm
- Viene con 6 electrodos desechables
- Cable de 1m

Ilustración 14 Sensor EMG - Grove

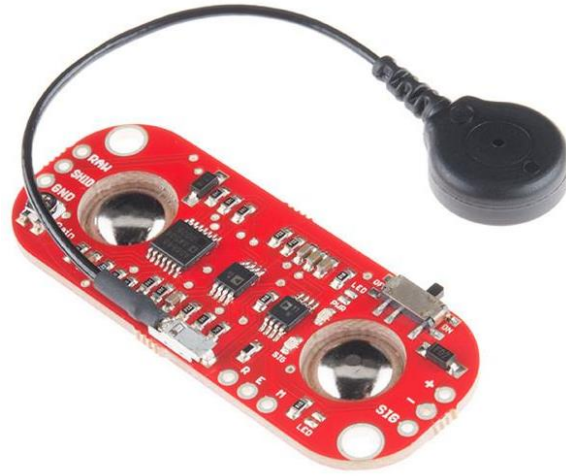


Tomado de Piastimedia. (2023). Sensor EMG – Grove. *I + D Electrónica*.
<https://www.didacticaselectronicas.com/index.php/sensores/biomedicos/sensor-emg-sensores-de-muscular-sensor-de-musculo-mioelectricos-sensor-mioel%C3%A9ctrico-sensor-musculares-actividad-muscular-electromiograf%C3%ADa-emg-seeed-studio-detail>

5.1.2. Opción b (*Sensor muscular MyoWare*)

El sensor muscular MyoWare cuenta ahora con un nuevo diseño portátil que le permite conectar paneles sensores biomédicos directamente a la propia placa para deshacerse de los molestos cables. Esta nueva placa también incluye una serie de otras nuevas características, incluyendo, voltaje de un solo suministro de 3.1V + a + 5V, la salida RAW EMG, pines de alimentación de polaridad protegida, indicadores LED y un interruptor de encendido/apagado. Además, hemos desarrollado unos shields (cable, energía y Proto) que se adhiera al sensor muscular Myoware para ayudar a aumentar su versatilidad y funcionalidad (Servotronik, 2023). En la siguiente imagen se puede observar el sensor y sus respectivas características.

- Diseño portátil
- fuente de alimentación Sencilla (+ 2.9V a + 5.7V)
- Dos modos de salida (EMG sobres y raw EMG)
- Ampliable a través de Escudos
- Los indicadores LED
- Especialmente diseñado para microcontroladores
- ganancia ajustable
- Dimensiones: 0,82 "x 2,06"

Ilustración 15 Sensor muscular MyoWare

Tomada de Servotronik. (2023). SENSOR MUSCULAR MYOWARE. *Servotronik*.
<https://www.servotronik.com.co/index.php/producto/sensor-muscular-myoware/>

5.1.3 Opción c (Sensor muscular MyoWare 2.0)

El sensor muscular MyoWare 2.0 mide la actividad muscular a través del potencial eléctrico del músculo, comúnmente conocido como electromiografía de superficie (EMG o sEMG para abreviar). Cuando su cerebro le dice a su músculo que se flexione, envía una señal eléctrica a su músculo para comenzar a reclutar unidades motoras (los haces de fibras musculares que generan la fuerza detrás de sus músculos) (Arango A, 2023). Este sensor tiene un precio en el mercado de \$329,987 pesos colombianos. En la siguiente imagen se puede observar una ilustración del sensor y sus respectivas especificaciones.

- Voltaje de suministro: +3.3V a +5V.
- Corriente de polarización de entrada: 250pA, máx. 1nA.
- Protección de polaridad inversa.

- 3 pines hembra a presión (salida de envoltorio de potencia y EMG).
- 3 pines macho a presión (electrodos de entrada).
- Indicadores LED.
- Ganancia ajustable.
- Dimensiones del tablero: 37,57 mm x 35,90 mm (1,48" x 1,41")

Ilustración 16 Sensor muscular MyoWare 2.0



Tomado de Arango A. (2023). DEV-21265. *Sigma Electrónica*.

<https://www.sigmaelectronica.net/producto/dev-21265/>

Ilustración 17 Ubicación del sensor con sus electrodos en el músculo

Tomado de Arango A. (2023). DEV-21265. *Sigma Electrónica*.
<https://www.sigmaelectronica.net/producto/dev-21265/>

5.1.4 Matriz de PUGH

Luego de realizar la matriz se optó por seleccionar la opción C, ya que esta cumple en su mayoría con los requisitos necesarios, en la siguiente tabla se puede observar dicha matriz.

Tabla 16 Puntuación de cumplimiento

Puntuación:
1 = cumple criterios de 0% a 20%
2 = cumple criterios de 20% a 40%
3 = cumple criterios de 40% a 60%
4 = cumple criterios de 60% a 80%
5 = cumple criterios de 80% a 100%

Tabla 17 Matriz para la selección del sensor

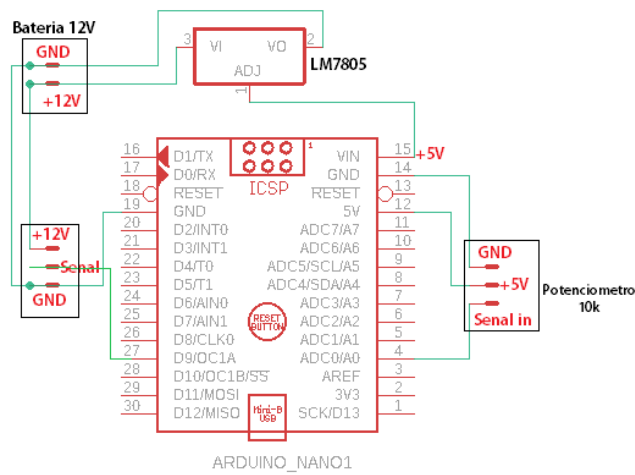
Criterios	Importancia	Puntuación			Puntuación ponderada		
		Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta	Respuesta
		Opción A	Opción B	Opción C	Opción A	Opción B	Opción C
Resistencia a la presión	1	5	5	5	5	5	5
Horas de trabajo	3	3	3	5	9	9	15
Adaptación	2	4	3	5	8	6	10
Costo	3	2	1	4	6	3	12
Tamaño	2	5	5	5	10	10	10
Puntuación total		19	17	24	38	33	52

5.2 Diseño de circuito electrónico

El control de la prótesis se hará por medio de un microcontrolador Arduino, un servomotor y un sensor muscular EMG, para realizar la correcta conexión de estos dispositivos es necesario implementar un circuito, el cual nos permita separar las tierras de los componentes, debido a que tanto el sensor muscular como el servomotor funcionan a dos voltajes diferentes esto adiciona un ruido a la señal EMG la cual no es deseada para realizar el control del servomotor.

Primeramente, se realizó un circuito de prueba, el cual permita probar el código implementado en Arduino para el control del servomotor, ayudando a establecer la velocidad que se requiere, así como el ángulo deseado para el movimiento de flexión-extensión de codo.

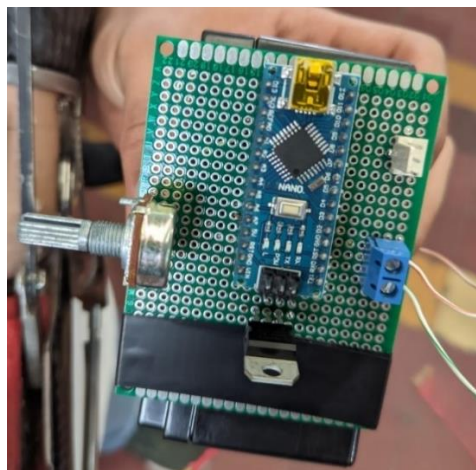
Ilustración 18. Circuito de prueba servomotor



Nota. En la ilustración se observa el circuito implementado para prueba del servomotor.

Al desarrollar este circuito no es necesario aislar las tierras del potenciómetro y el servomotor, dado que el potenciómetro no capta una señal, sino que la genera, lo que hace que no exista ruido eléctrico, por ende, no afecta la funcionalidad del servomotor, manteniendo una señal estable.

Ilustración 19. Circuito de prueba implementado

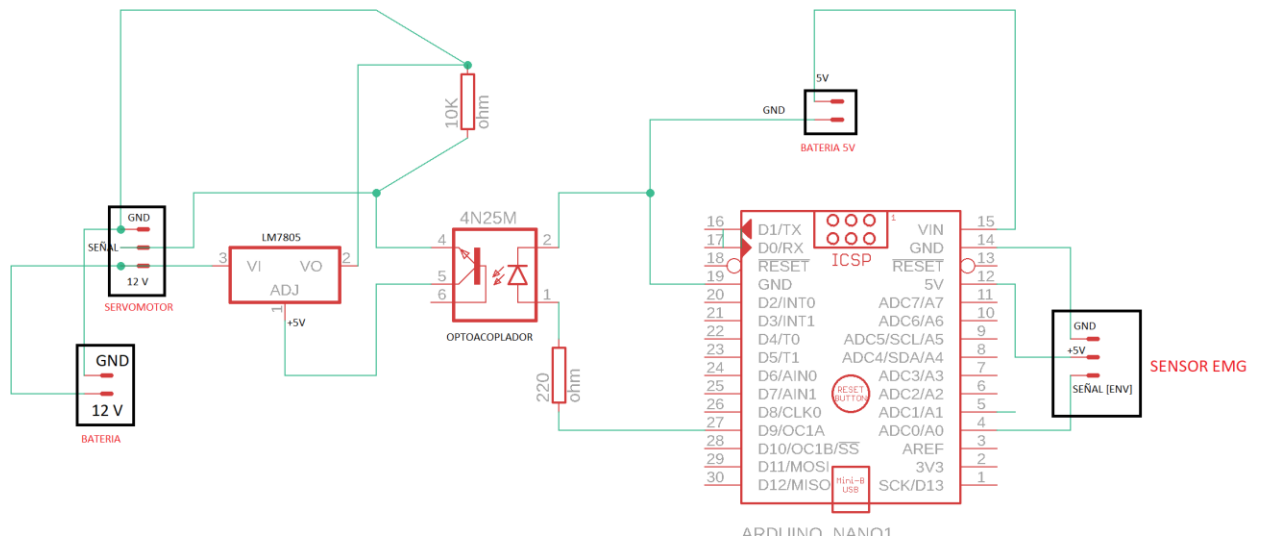


Nota. En la ilustración se puede ver el circuito de prueba construido

Para la construcción de este circuito se utilizó una PCB universal, cable de conexión común y se implementó un código de acceso libre para realizar el debido control (Anexo 4) dado que no se justifica un gasto adicional se decidió no realizar una PCB a medida, ya que es un circuito de prueba y de respaldo para el paciente.

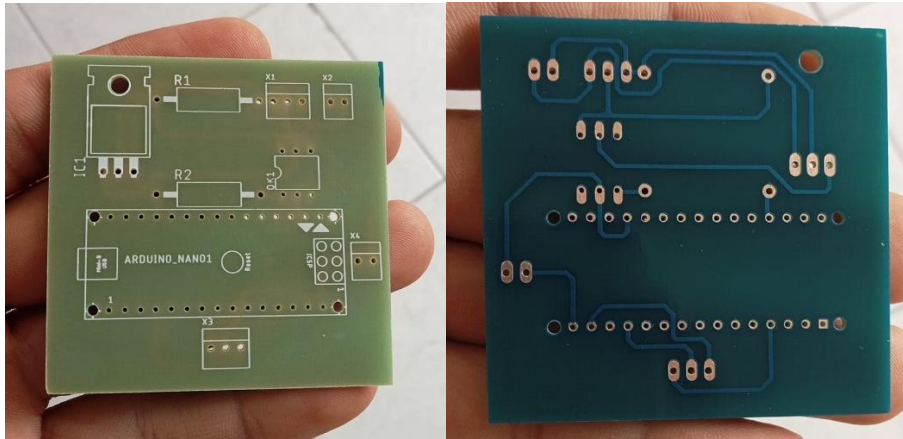
Luego de realizar las pruebas de funcionamiento del servomotor y ajustar las condiciones de ángulo y velocidad se procedió a la implementación del circuito final, con los ajustes de código necesario (Anexo 5) y el procesamiento de la señal para obtener una respuesta estable del sistema.

Ilustración 20. Circuito de funcionamiento de la prótesis



Nota. En la ilustración se observa el circuito final implementado para realizar el movimiento de flexión-extensión de la prótesis.

Este circuito cuenta con un optoacoplador 4N25, el cual cumple la función de separar las tierras del sensor y el servomotor los cuales cuentan con fuentes de alimentación diferente, 5V para el sensor y 12V para la alimentación del servomotor, ya que si se tiene una tierra común en

Ilustración 22. PCB construida

Nota. La ilustración muestra la PCB terminada lista para el ensamblaje de los componentes electrónicos a utilizar.

5.3 Pruebas del mecanismo y componentes instalados.

Después de completar el montaje del circuito y probar el código de programación, se llevaron a cabo diversos ensayos para garantizar el funcionamiento adecuado de la prótesis. Posteriormente, se realizaron pruebas en un usuario para evaluar su desempeño en situaciones reales. Durante estas pruebas, se pudo observar que la prótesis funcionaba de manera óptima al realizar el movimiento de flexión y extensión del brazo.

Este resultado positivo indica que cada uno de los componentes de la prótesis está desempeñando su función requerida de manera eficiente. El montaje del circuito, que incluye los sensores y actuadores necesarios, ha sido exitoso y permite una comunicación adecuada entre el sistema y el usuario. Además, el código de programación ha sido desarrollado de manera efectiva, lo que garantiza un control preciso y coordinado de los movimientos de la prótesis.

Los ensayos previos desempeñaron un papel crucial en la validación de los componentes y la funcionalidad general de la prótesis antes de someterla a las pruebas con el usuario. Estas pruebas permitieron identificar posibles problemas o deficiencias en el diseño y realizar los ajustes necesarios para optimizar el rendimiento.

El hecho de que la prótesis funcione de manera óptima durante las pruebas con el usuario es un indicador que el diseño y desarrollo del dispositivo han sido exitosos. Esto demuestra que los componentes están cumpliendo su función requerida y que la prótesis es capaz de proporcionar el movimiento de flexión y extensión del brazo de manera efectiva, lo que contribuye a mejorar la calidad de vida y la funcionalidad del usuario. En las siguientes ilustraciones se puede observar dichos movimientos con el usuario.

Ilustración 23 Movimiento de flexión de prótesis



Ilustración 24 Movimiento extensión prótesis



Ilustración 25 Variación de ángulo

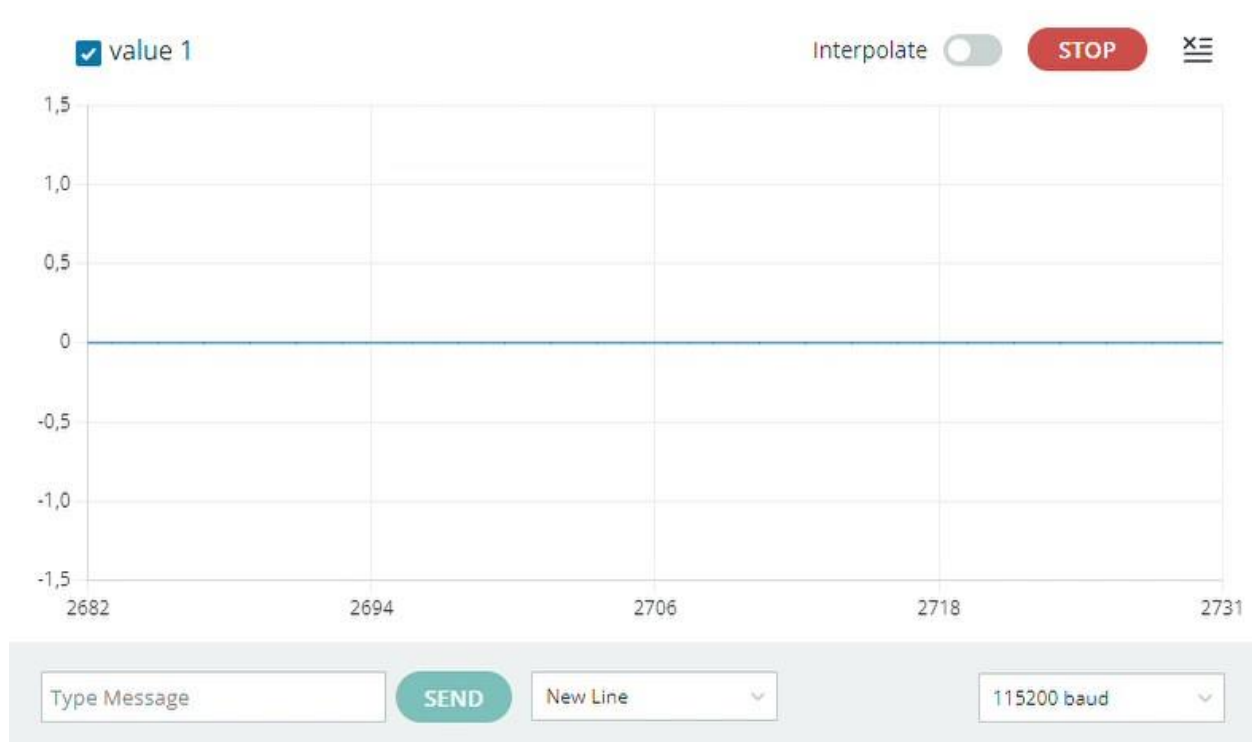


5.4 Estudio de electromiografía

Para realizar el estudio de electromiografía, se fijó el sensor Myoware al muñón del paciente, el cual tiene una memoria muscular excelente, dado a que el accidente de la pérdida del brazo no supera los dos años, esto beneficio la toma de la señal proveniente del musculo del paciente, ya que es una señal fuerte la cual permite un buen control de la prótesis. Al momento de fijar el sensor se realizó el siguiente procedimiento.

- 18 Se limpio la zona de interés con jabón para remover la suciedad y grasa
- 19 Se sujetaron los electrodos al sensor
- 20 Se ubico el sensor sobre el bíceps medio y orientado en la dirección de las fibras musculares
- 21 Se retira el adhesivo de los electrodos y se instalan sobre la piel limpiada
- 22 Se coloco el electrodo de referencia en la zona donde no existe masa muscular (final del muñón)
- 23 Se realizo el conexionado al microcontrolador Arduino según las especificaciones del fabricante.

Realizando este procedimiento se inició con la recolección de la señal, para establecer los parámetros de amplitud para activación y desactivación de la prótesis, obteniendo los siguientes resultados.

Ilustración 26. Señal del paciente sin activación muscular

Nota. La ilustración muestra el serial plotter de Arduino en el cual se visualiza la señal.

En la Ilustración 26 se puede evidenciar el comportamiento de la señal de electromiografía del paciente en estado de reposo, donde la señal permanece en un valor de 0 en amplitud, evidenciando que el ruido captado es mínimo casi nulo, este resultado es obtenido por la calidad del sensor Myoware que cuenta con etapas de filtrado integrados y el cable de instrumentación usado para la conexión del sensor al microcontrolador Arduino.

Ilustración 27. Señal del paciente con activación muscular 1

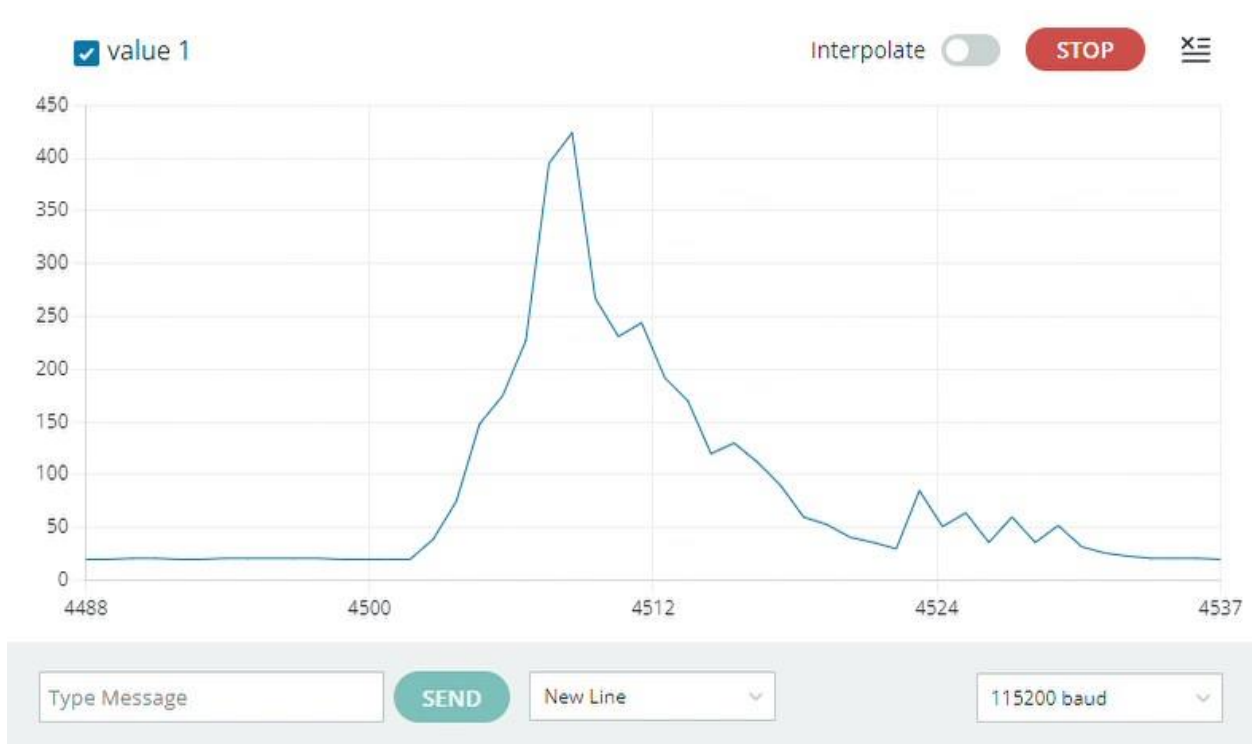


Ilustración 28. señal del paciente con activación muscular 2

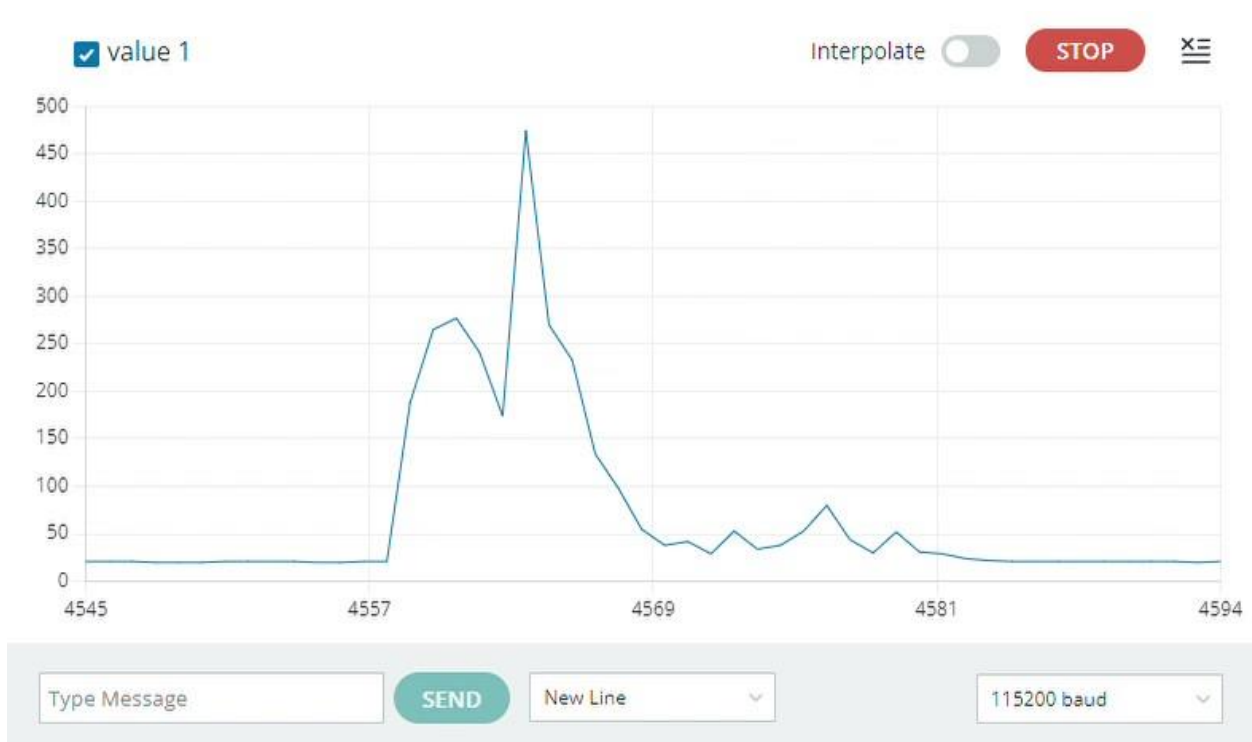
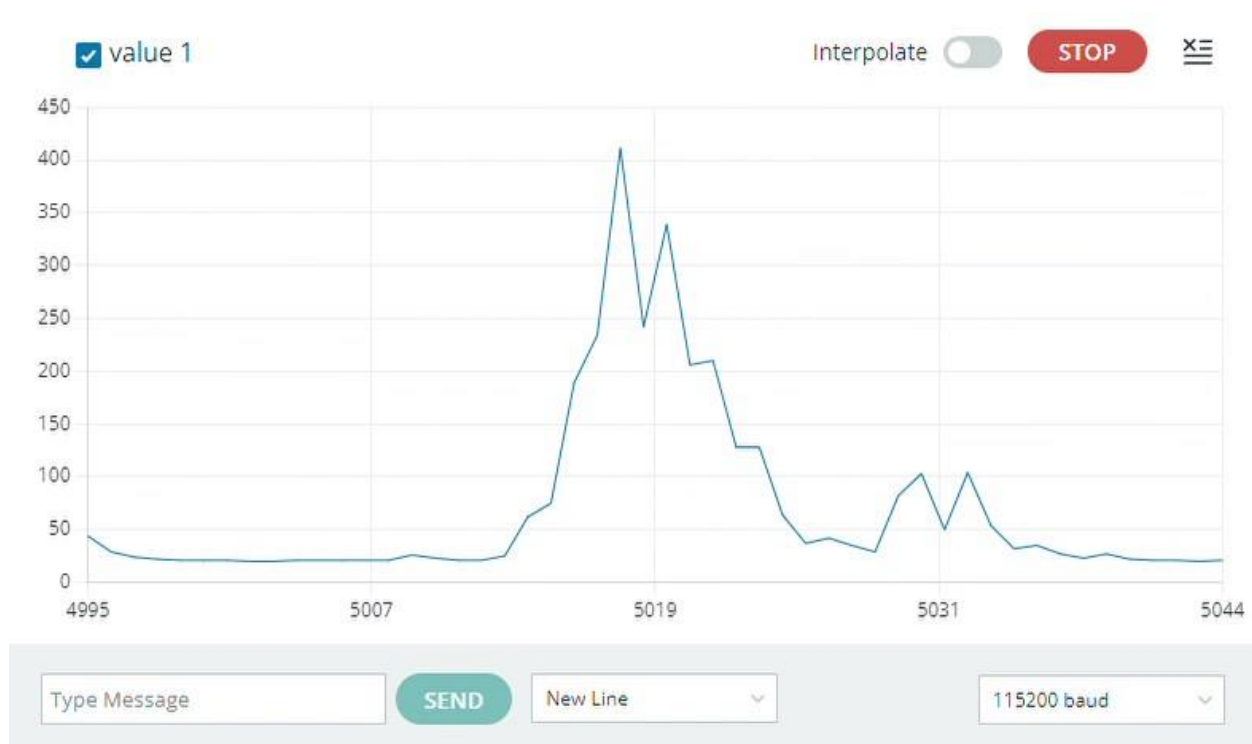


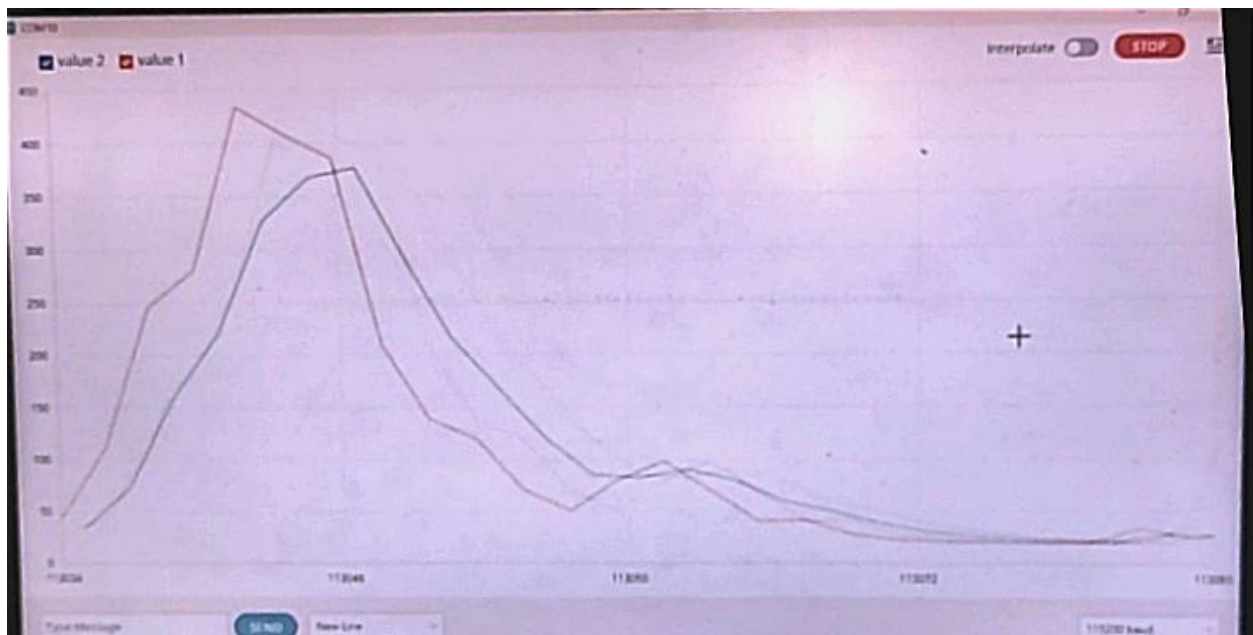
Ilustración 29. Señal del paciente con activación muscular 3

Se puede observar en la Ilustración 27,28 y 29 el comportamiento de la señal al momento que el paciente genera una contracción muscular, donde se obtiene un pico de amplitud promedio de 445, este valor funciona de referencia para fijar un margen de amplitud, en el cual se quiere que se active la prótesis para generar el movimiento de flexión-extensión, esta amplitud tiene una amplitud considerable, teniendo en cuenta que el paciente no genera una gran actividad muscular por un tiempo no superior a dos años, lo que hace que las fibras musculares se vayan debilitando pudiendo ejercer menos fuerza.

Posterior a lectura de la señal se procedió a adicionar un filtro digital pasa bajo y paso alto exponencial (Exponential Moving Average (EMA)) “El filtrado exponencial EMA es uno de los más empleados en electrónica digital por sus buenos resultados, unidos a una increíblemente

sencilla y eficiente implementación. Consiste en obtener un valor filtrado a partir de una medición, aplicando la siguiente expresión ($A_n = \text{Alpha} * \text{Muestra} + (1 - \text{Alpha}) * A_{n-1}$)” (Arduino, 2023), el valor de Alpha se establece entre 0 y 1, dependiendo de que tan filtrada se requiera la señal, esto con el fin de mitigar aún más el ruido y obtener una señal más estable.

Ilustración 30. Señal del paciente con filtro digital



Nota. La ilustración muestra una fotografía de la señal filtrada obtenida del serial plotter de Arduino

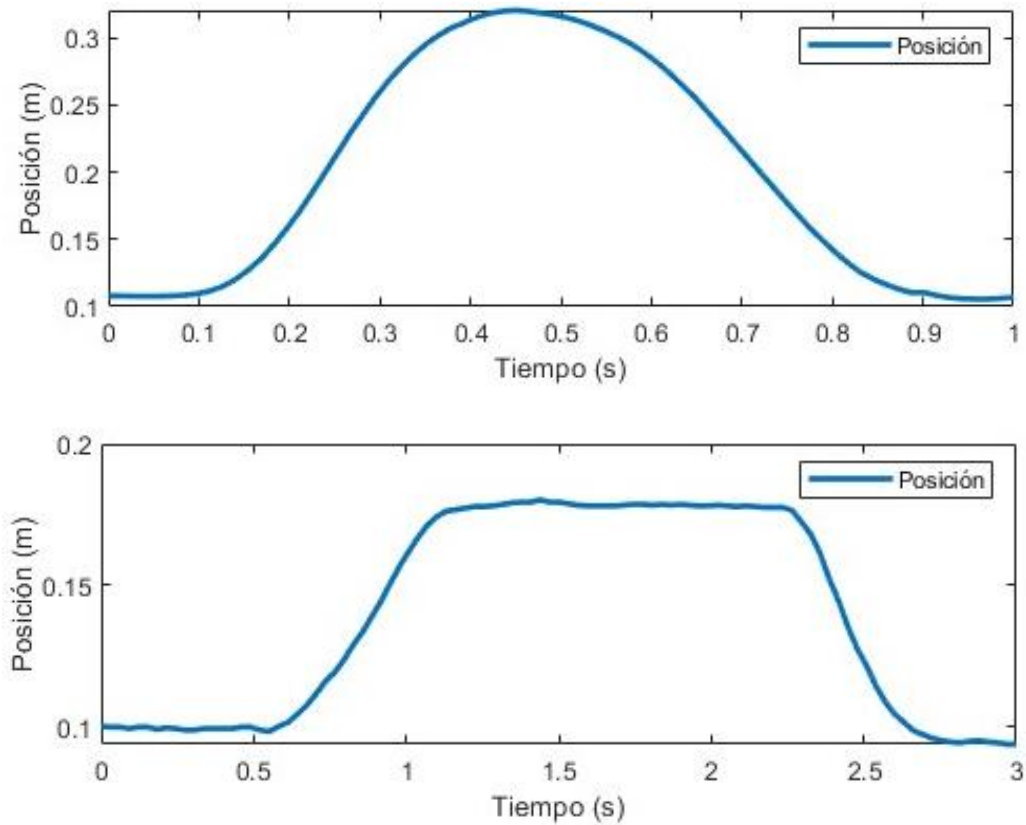
Se puede observar en la ilustración 30 la señal con el filtro aplicado, en la cual no se nota un gran cambio debido a que la señal obtenida sin filtro ya tiene un comportamiento estable, donde el ruido es mínimo, por consiguiente, no fue necesario hacer un procesamiento más exhaustivo de la señal. Se estableció un valor de amplitud de 350 en el código implementado en el microcontrolador Arduino (vea Anexo 5), para la activación de subida del movimiento de la prótesis y de 20 para el

movimiento de bajada, estos valores se establecieron teniendo en cuenta las amplitudes vistas en el comportamiento de la señal y garantizando el buen funcionamiento de la prótesis.

5.5. Nuevo estudio de movimiento

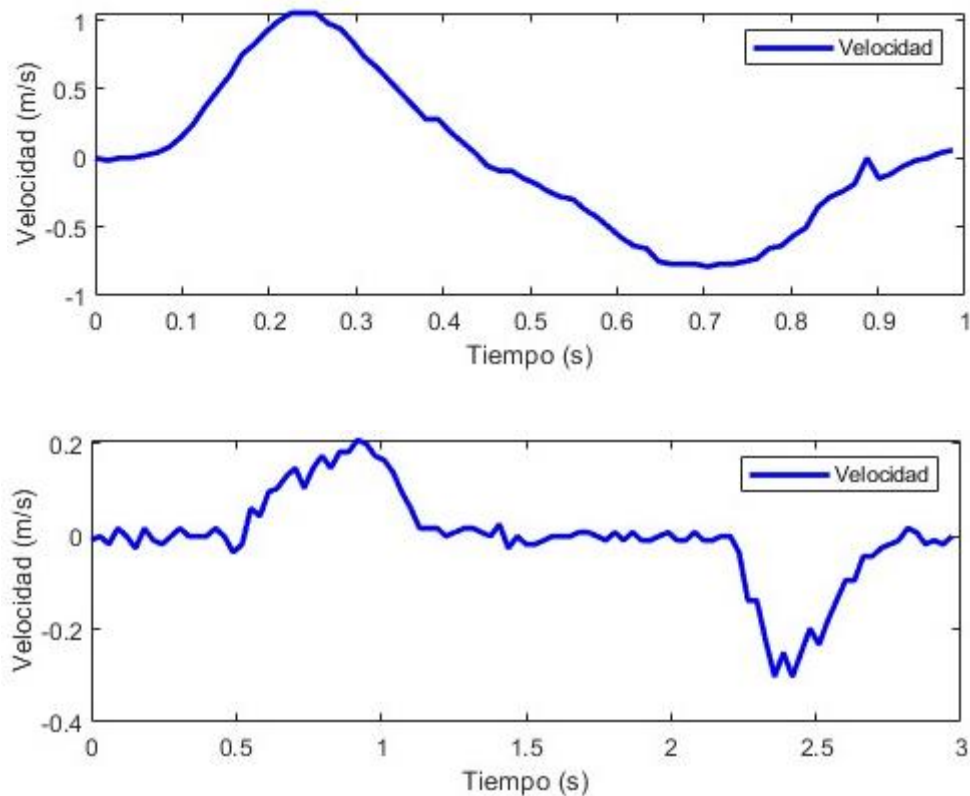
Luego de instalar todos los componentes en la prótesis, se procedió a realizar un nuevo estudio de movimiento con el fin de validar las mejoras en el movimiento de flexión-extensión de codo de la prótesis transformada, para ello se utilizaron los mismos códigos mencionados en el inciso 3 y siguiendo el mismo procedimiento.

Figura 35. Antes vs después grafica de posición



Se puede observar que luego de hacer la transformación, el paciente puede mantener la mano de la prótesis arriba por un tiempo prolongado, lo que no era posible antes de realizar la transformación, ya que para subirla necesitaba realizar un movimiento de balanceo, para darle impulso a la mano y así poder hacer el movimiento de flexión-extensión de codo, el mecanismo de codo implementado ayuda a mitigar este problema, ayudando a que el paciente realice el movimiento de flexión-extensión de una manera más natural.

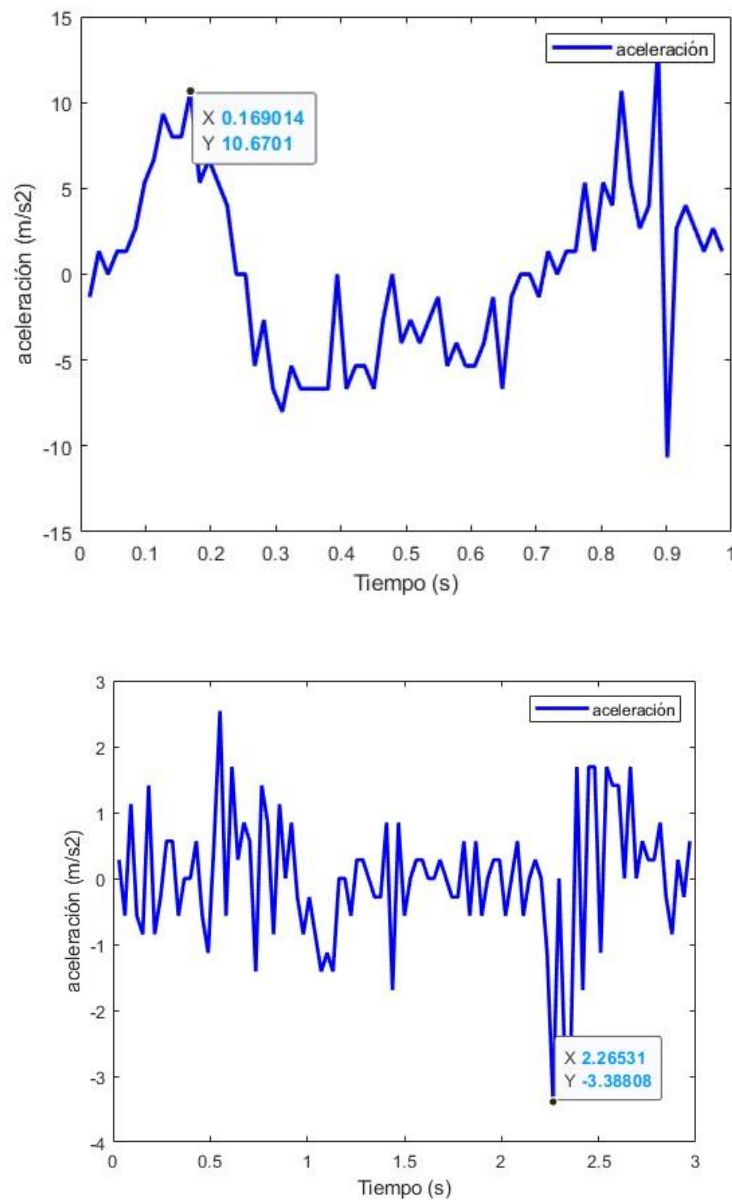
Figura 36. Antes vs después Velocidad



Se puede observar en la Figura 36 que debido a diferencias en la cámara utilizada para el primer video respecto al segundo se genera una especie de ruido en la segunda gráfica, pero se puede notar una mejoría dado que la prótesis permite cambiar la velocidad de la prótesis a través

del código (ver Anexo 5), en este caso por requerimientos del paciente se estableció en $100^\circ/s$, además de obtener una velocidad estable y casi igual tanto de subida como de bajada permitiendo además tener intervalos de velocidad 0 para reposo de la prótesis en la posición deseada del paciente (arriba o abajo).

Figura 37. Antes vs después Aceleración



Se puede observar en la (Figura 37) que se redujeron en gran escala los picos de aceleración, ya que inicialmente se tenía una aceleración muy grande de más 10 m/s^2 y se redujo a $3,38 \text{ m/s}^2$, un factor muy importante ya que aceleraciones grandes pueden ocasionar lesiones o daños en los diferentes elementos de la prótesis y el paciente, debido a que se puede generar impactos fuertes al llegar al final del movimiento, adicionando una fuerza extra al paciente si tenemos en cuenta la segunda ley de Newton ($\text{Fuerza} = \text{masa} * \text{aceleración}$) donde se evidencia que a mayor aceleración mayor fuerza.

Con la reducción de esta aceleración se evidencia una vez más el mejoramiento del movimiento de flexión-extensión de la prótesis transhumeral semiactiva, logrando un movimiento más natural.

6. Conclusiones

Se concluye que el procesamiento de imágenes digitales es una herramienta altamente útil para el análisis cinemático del movimiento de flexión-extensión de codo. Este método se destaca por su rapidez y facilidad de implementación. En nuestro estudio, se obtuvo una velocidad de $236,27^\circ/\text{s}$ y una aceleración de $13,34 \text{ m/s}^2$, proporcionando información fundamental para la selección adecuada de componentes para la transformación de la prótesis transhumeral y dar evidencia de mejoras en el movimiento de flexión-extensión.

Sin embargo, es importante destacar que los resultados obtenidos no son completamente precisos debido a las limitaciones del procesamiento de imágenes digitales en términos de eliminación del ruido y calidad de la toma de video analizada. Por lo tanto, se recomienda utilizar este enfoque en aplicaciones donde no se requiera un alto grado de exactitud.

A pesar de estas limitaciones, el análisis cinemático a través del procesamiento de imágenes digitales sigue siendo una opción viable y de bajo costo para el estudio del movimiento de flexión-extensión de codo. Se sugiere que futuras investigaciones se centren en mejorar la calidad de las imágenes capturadas y en desarrollar técnicas más sofisticadas de procesamiento de imágenes para obtener resultados más precisos. Sin embargo, este método proporciona información relevante para la toma de decisiones. Aunque existen limitaciones en términos de precisión, esta metodología sigue siendo una opción viable para aplicaciones donde se requiera un grado de exactitud moderado.

Después de realizar las pruebas y evaluaciones correspondientes, se llegó a la conclusión de que el mecanismo de cuatro barras paralelas implementado en la prótesis funcionó de manera óptima. Esta constatación es significativa, ya que sienta las bases para futuras investigaciones y desarrollos relacionados con este mecanismo en particular.

El mecanismo de cuatro barras paralelas se utilizó como parte integral de la prótesis y demostró un rendimiento satisfactorio. Esto es de gran importancia, ya que este mecanismo se caracteriza por ser de bajo costo y, al mismo tiempo, resistente. Estas cualidades hacen que sea una opción prometedora para su aplicación en prótesis y otros dispositivos similares.

La implementación exitosa del mecanismo de cuatro barras paralelas en la prótesis abre nuevas puertas en términos de investigaciones futuras. Ahora, los investigadores pueden centrarse en explorar aún más las capacidades y ventajas de este mecanismo, así como en optimizar su diseño y funcionamiento. Las investigaciones posteriores pueden abarcar áreas como el refinamiento del mecanismo, la mejora de la eficiencia y la precisión en los movimientos, y la búsqueda de formas de adaptarlo a diferentes tipos de prótesis y aplicaciones.

Además, la viabilidad y el rendimiento óptimo del mecanismo de cuatro barras paralelas en la prótesis también pueden generar interés en la comunidad médica y los fabricantes de prótesis. Esto puede impulsar la adopción de este mecanismo en futuros diseños de prótesis, lo que a su vez podría beneficiar a un mayor número de personas que necesitan asistencia en la movilidad.

En base a las modificaciones realizadas en la prótesis transhumeral mecánica, convirtiéndola en una prótesis transhumeral semiactiva, se pudo validar con éxito el funcionamiento del movimiento de flexión-extensión de codo a través de un nuevo análisis cinemático.

Los resultados obtenidos demostraron una notable mejoría en comparación con el análisis inicial. Se logró una velocidad de $100^\circ/\text{s}$ y una aceleración de $3,39 \text{ m/s}^2$ en magnitud, lo cual representó una reducción significativa de $9,95 \text{ m/s}^2$ en la aceleración. Además, con las modificaciones implementadas, se logró un control más preciso de la velocidad del movimiento, permitiendo al paciente ajustarla de acuerdo con sus necesidades individuales.

Un avance clave fue la posibilidad de mantener la posición de flexión del codo durante un tiempo prolongado, lo cual no era posible antes de la conversión de la prótesis. Esto ha mejorado significativamente la capacidad del paciente para realizar sus actividades cotidianas de manera más natural y sin restricciones. El rango de movimiento mejorado, desde 0° hasta 90° , ha brindado una mayor funcionalidad y ha mejorado la calidad de vida del paciente

Presupuesto

La tabla mostrada a continuación muestra el valor de la realización del proyecto, en la cual se adiciono un 15% sobre el valor neto dado lo imprevistos que se presentaron en las fluctuaciones del dólar al momento de la compra de los componentes, costos de envío y materiales dañados accidentalmente.

Item	Descripción	Fuente de financiamiento	Unidad	Cantidad	Valor unitario	Subtotal
1. Recursos humanos						
1.1	Director de proyecto	UIS	Hora	40	\$ 200.000,00	\$ 8.000.000,00
1.2	Codirector	UIS	Hora	120	\$ 80.000,00	\$ 9.600.000,00
1.3	Estudiante 1	Estudiante	Hora	640	\$ 15.000,00	\$ 9.600.000,00
1.4	Estudiante 2	Estudiante	Hora	640	\$ 15.000,00	\$ 9.600.000,00
					Total	\$ 36.800.000,00
2. Equipos						
2.1	Computador portatil	Estudiante	Unidad	1	\$ 4.500.000,00	\$ 4.500.000,00
2.2	Multimetro	Estudiante	Unidad	1	\$ 58.000,00	\$ 58.000,00
2.3	Arduino nano	Estudiante	Unidad	1	\$ 110.059,00	\$ 110.059,00
	PCB	Estudiante	Unidad	1	\$ 40.000,00	\$ 40.000,00
2.4	Sensor Myoware 3.0	Estudiante	Unidad	1	\$ 329.987,00	\$ 329.987,00
2.8	Fuente 12V	Estudiante	Unidad	1	\$ 38.500,00	\$ 38.500,00
					Total	\$ 5.076.546,00
3. Software						
3.1	SolidWorks student	UIS	Mes	4	\$ -	\$ -
3.2	Microsoft office 365	UIS	Mes	4	\$ -	\$ -
3.3	MATLAB & Simulink	UIS	Mes	4	\$ -	\$ -
3.4	Arduino	Estudiante	mes	4	\$ -	\$ -
					Total	\$ -
4. Materiales						
4.1	Papeleria	Estudiante	Unidad	1	\$ 60.000,00	\$ 60.000,00
4.2	Impresión 3D	Estudiante	Unidad	1	-	-
4.4	Tornilleria	Estudiante	Unidad	1	\$ 10.000,00	\$ 10.000,00
4.3	Componentes electronicos	Estudiante	Unidad	1	\$ 120.000,00	\$ 120.000,00
					Total	\$ 190.000,00
5. Otros						
5.1	Internet	Estudiante	Mes	4	\$ 90.000,00	\$ 360.000,00
5.2	Electricidad	Estudiante	\$/kw*h	1200	\$ 600,00	\$ 720.000,00
5.3	Transporte	Estudiante	Mes	4	\$ 200.000,00	\$ 800.000,00
5.4	Viaticos	UIS	Mes	4	\$ 100.000,00	\$ 400.000,00
5.5	Poliza UIS	Estudiante	Unidad	2	\$ 16.500,00	\$ 33.000,00
5.6	Congresos	UIS	Unidad	2	\$ -	\$ -
5.7	Publicaciones revistas	UIS	Publicación	1	\$ -	\$ -
5.8	Recursos bibliograficos	Estudiante	Unidad	4	\$ -	\$ -
					Total	\$ 2.313.000,00
Costo parcial del proyecto						\$ 44.379.546,00
Costo parcial del proyecto de 2 integrantes						\$ 46.845.546,00
Imprevistos (15% Costo Parcial del Proyecto)						\$ 7.026.831,90
Costo Total del Proyecto						\$ 53.872.377,90

Dicho costo es asumido en un 80% por los autores del proyecto y un 20% por patrocinio de personas que poseen un interés en la realización y finalización satisfactoria del proyecto, ya que

tiene como objetivo el mejoramiento en las actividades cotidianas de un paciente ayudando a su bienestar.

Referencias Bibliográficas

- A. Paniagua González. (2018). Anatomía del codo para el cirujano artroscopista. ARTROSCOPIA Y CIRUGÍA ARTICULAR. Vol. 25. Fasc. 2. (Núm. 63).
file:///C:/Users/HP%20WiOS/Downloads/reaca.25263.fs1801002-anatomia-codo-cirujano-artroscopista.pdf
- Alexander, A., Jaramillo, C., Eduardo, Á., Pinto, O., & Lozano, R. B. (2017). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE CODO.
- Aliexpress. (2023). GXservo 150.
https://es.aliexpress.com/item/1005004634537986.html?spm=a2g0n.productlist.0.0.13055a017fF88G&browser_id=24b91dc7338b47acb2ffe7761eae3a2e&aff_trace_key=6e107fee2d0442584cdac3dd1272146-1677790073552-05876-
- Álzate, C., César, J., Perea, C., & Santiago, A. (2020). Boletines Poblacionales:Personas con Discapacidad-PCD 1 Oficina de Promoción Social I-2020.
- Amazon (2023). Talentcell. <https://www.amazon.com/-/es/TalentCell-port%C3%A1til-Bater%C3%ADa-salida-recargable/dp/B01M7Z9Z1N>
- Amazon. (2023). DSservo 150. https://www.amazon.com/MoreOneRC-Torque-Waterproof-Digital-Servos/dp/B0BLSGJ1LW/ref=sr_1_2?crid=20V1HHY2XA4EZ&keywords=servo%2Bmotors%2B150%2Bkg&qid=1685755114&srefix=servo%2Bmotors%2B150%2Bk%2Caps%2C352&sr=8-2&th=1

- Amazon. (2023). Servomotor alto torque ASME-03B. <https://www.amazon.com/-/es/ASME-04B-Robot-Servo-potencia-837-8-lbs/dp/B07PQHF45Z>
- Andrés Felipe Díaz Charrupi. (2012). PREVALENCIA DE ALTERACIONES SENSITIVAS Y FACTORES ASOCIADOS EN PACIENTES AMPUTADOS DEL VALLE DE ABURRÁ Y MUNICIPIOS ALEDAÑOS.
- Andrews JR, Timmerman LA. Artroscopia. Madrid. Ed. Marbán; 2005.
- Arango A. (2023). DEV-21265. *Sigma Electrónica*.
<https://www.sigmaelectronica.net/producto/dev-21265/>
- ArduinoIDE. (2023). Arduino nano. <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>.
- Barrera, J.A. Gonzales L.A. (2014). ANÁLISIS DE LOS MOVIMIENTOS DE FLEXO-EXTENSIÓN DEL BRAZO UTILIZANDO. Universidad Santo Tomas
<https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/30242/2014jeferrybarrera.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- BCN3D. (2022). ¿Cómo es de flexible el TPU? Todo sobre el filamento TPU. Recuperado de <https://www.bcn3d.com/es/como-es-de-flexible-el-tpu-todo-sobre-el-filamento-tpu/#:~:text=El%20filamento%20TPU%20significa%20poliuretano%20termopl%C3%A1stico.&text=La%20propiedad%20m%C3%A1s%20notable%20de,si%20necesitas%20un%20material%20resistente>
- Business education. (2023). La Matriz de Pugh para la toma de decisiones.
<https://gobusinesseducation.com/la-matriz-de-pugh-para-la-toma-de-decisiones/>
- Calor F. Fernández. (abril-2006). Si hay salida para los amputados. *El Tiempo*.
<https://www.eltiempo.com/archivo/documento/MAM-1992341>

Carlos Arce. (enero-2005). Prótesis de miembro superior. *Arces.*

<http://www.arcesw.com/pms1.html>

Carol Teitz y Dan Graney, Musculoskeletal: A Musculoskeletal Atlas of the Human Body, University of Washington, 2007.

D. Malacara: Óptica Básica (Fondo de Cultura Económica, México, 1989) Cap. 7, p.198; Cap. 23, pp. 742,744

DEA. (Departamento de electrónica y automática). Procesamiento digital de imágenes. <http://dea.unsj.edu.ar/imagenes/recursos/Capitulo1.pdf>

Destarac m. (2018) Modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro [Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid] <file:///C:/Users/HP%20WiOS/Documents/TESIS%20DE%20GRADO/M%C3%BAsculo.pdf>

Electronicoscaldas. (2023). Microcontrolador PIC-16f887. <https://www.electronicoscaldas.com/es/microcontroladores-pic/121-microcontrolador-pic-16f887.html>

Fernández, A. (2016, 29 de junio). ¿Qué es el codo? Topdoctors. <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/codo>

G. A. Agoston: Color Theory and Its Application in Art and Design (Springer, Heidelberg, 1979) Vol. 19, Cap. 2 p. 6; Cap. 3 pp. 10-11; Cap. 4, pp. 197-198; Cap.5, pp. 28, 36 y Cap. 6, p. 49. PDF

- G. A. Agoston: *Color Theory and Its Application in Art and Design* (Springer, Heidelberg, 1979)
Vol. 19, Cap. 2 p. 6; Cap. 3 pp. 10-11; Cap. 4, pp. 197-198; Cap. 5, pp. 28, 36 y Cap. 6, p.
4
- Garzón, M. O., Garcés, M., Isaza, D., Jaramillo, S., Latorre, V., & Valderrama, S. (2019).
Characterization of workers covered by a risk insurance company in Colombia who suffered
amputation. *Revista Brasileira de Medicina Do Trabalho*, 17(4), 480– 489.
<https://doi.org/10.5327/Z1679443520190402>
- Gomez T. (2020) INSTRUMENTACIÓN ANALÓGICA E INTERFAZ CON VISUALIZACIÓN
EN LABVIEW
- J.d. Humphrey. Continuum biomechanics of soft biological tissues. Proceedings of the Royal
Society: *Mathematical and Engineering Sciences*, 175:1-44, 2002
- Margaret Nordin y Victor Frankel. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*, 2da ed.
Editorial McGraw-Hill, Madrid, España, 2004.
- Mathworks. (2023). Procesamiento de imágenes digitales.
<https://la.mathworks.com/discovery/digital-image-processing.html>
- Murray, I.A, Johnson, G. A (2017). study of the external forces and moments at the shoulder and
elbow while performing every day tasks. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15234482/>
- Neuman. D. Fundamentos de rehabilitación física. Editorial Paidotribo, Wisconsin, 2007. Pdf
- Piastimedia. (2023). Sensor EMG – Grove. I + D *Electrónica*.
<https://www.didacticaselectronicas.com/index.php/sensores/biomedicos/sensor-emg-sensores-de-muscular-sensor-de-musculo-mioelectricos-sensor-mioel%C3%A9ctrico-sensor-musculares-actividad-muscular-electromiograf%C3%ADa-emg-seeed-studio-detail>

PRÓTESIS DE EXTREMIDADES SUPERIORES. Protex medicina de rehabilitación.

<https://www.protexintegral.cl/protesis->

[cakk#:~:text=Las%20pr%C3%B3tesis%20transhumerales%20est%C3%A1n%20indicadas,alg%C3%BAn%20tipo%20de%20malformaci%C3%B3n%20congenita.](https://www.protexintegral.cl/protesis-cakk#:~:text=Las%20pr%C3%B3tesis%20transhumerales%20est%C3%A1n%20indicadas,alg%C3%BAn%20tipo%20de%20malformaci%C3%B3n%20congenita.)

nita.

Romero, J.M, Pucha, R.I. (2020). Diseño y construcción de prótesis transhumeral biomecatrónica.

Universidad politécnica salesiana. Perú. Tesis_soportes/UPS-CT008846.pdf

ROMERO. M. (2020). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL

BIOMECATRÓNICA. MINSALUD. (n.d.). Guía de práctica clínica para el diagnóstico y

tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la

prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral. Bogotá.

Sandorobotics. (2023). Paquete de baterías de iones de litio 12v

<https://sandorobotics.com/producto/hs3457/>

Servotronik. (2023). SENSOR MUSCULAR MYOWARE. Servotronik.

<https://www.servotronik.com.co/index.php/producto/sensor-muscular-myoware/>

Steren. (2023). Bateria 12v sellada. [https://www.steren.com.co/bateria-sellada-de-acido-plomo-](https://www.steren.com.co/bateria-sellada-de-acido-plomo-12-vcc-1-2-ah.html)

[12-vcc-1-2-ah.html](https://www.steren.com.co/bateria-sellada-de-acido-plomo-12-vcc-1-2-ah.html)

Vázquez, V., Oubram, O., Aguilar, V., & López, O. (2017). Sistema de reconocimiento inteligente

de señales mioeléctricas del movimiento de mano humana. 21(2).

W. D. Wright: The Measurement of Colour (Adam Hilger, London, 1969) Cap. 2, p.40; Cap. 4,

pp. 107, 117, 120.

Apéndices

Apéndice A. Códigos

Figura A 1 Código lectura de los centroides de los puntos de interés

```

function[centroides]=funcion_centroides(P)

imR=double(P(:,:,1));
imG=double(P(:,:,2));
imB=double(P(:,:,3));

[N,M,Z] = size (P);
I= ones(N,M);

Tr1=165;
Tr2=280;
Tg1=50;
Tg2=80;
Tb1=50;
Tb2=80;

for i=1:N
    for j=1:M
        if((imR (i,j) > Tr1 && imR(i,j) < Tr2) && (imG(i,j) > Tg1 && imG(i,j) < Tg2) &&
(imB(i,j) > Tb1 && imB(i,j) < Tb2))
            I(i,j)=1;
        else
            I(i,j)=0;
        end
    end
end
% imshow(I)

se= strel("disk",10);
in_cerrada=imclose(I,se);

figure
imshow (in_cerrada)

bw= bwopen(in_cerrada,30);

s= regionprops(bw, "centroid");
centroides=cat(1,s.Centroid);
end

```

Figura A 2 Código de seguimiento de matriz de imágenes

```
clc; clear;
video_entrada=VideoReader("EDWIN_5.1.1.mp4");
N=video_entrada.NumFrames;

Cx= [];
Cy= [];

for i=1:N
    imagen= read(video_entrada,i);
    C=funcion_centroide(imagen);

    if(~isempty(C))
        C=round(C);
        Cx=[Cx;C(:,1)];
        Cy=[Cy;C(:,2)];
    end
end

X=Cx;
Y=Cy;

Y=video_entrada.Height-Y;

plot(X,Y,"kx","Markersize",10)
grid on
```

Figura A 3 Código del cálculo de posición, velocidad y aceleración.

```

% Carga los datos de posición en x y y y tiempo en t
data=xlsread("Posiciones_proyecto.xlsx");
x_a=data(:,1);
y_a=data(:,2);
x_m=data(:,3);
y_m=data(:,4);
x_s=data(:,5);
y_s=data(:,6);
t=[0:1/72:1];
t=t';
teta=(atan(y_a/x_a)/(2*pi));

% Calcula la velocidad en x utilizando la derivada numérica
velocidad_xa = diff(x_a) ./ diff(t);
velocidad_xm = diff(x_m) ./ diff(t);
velocidad_xs = diff(x_s) ./ diff(t);
% Calcula la velocidad en y utilizando la derivada numérica
velocidad_ya = diff(y_a) ./ diff(t);
velocidad_ym = diff(y_m) ./ diff(t);
velocidad_ys = diff(y_s) ./ diff(t);
% Grafica la posición y velocidad en x y y en función del tiempo
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t,x_a,'b',t,y_a,'r',t,x_m,'g',t,y_m,'y',t,x_s,'m',t,y_s,'c','LineWidth',2)
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Posición (m)')
legend('Posición en x_a','Posición en y_a','Posición en x_m','Posición en y_m','Posición
en x_s','Posición en y_s')

subplot(2,1,2)
plot(t(1:end-1),velocidad_xa,'b',t(1:end-1),velocidad_ya,'r',t(1:end-1),velocidad_xm,'g',
ylabel('Velocidad (m/s)')
legend('Velocidad en x','Velocidad en y','Velocidad en x_m','Velocidad en y_m','Velocidad
en x_s','Velocidad en y_s')

figure(2)
plot(t,teta)

figure(3)
%Calculo de la aceleración
ax_a = diff(velocidad_xa) ./ diff(t(2:end));
ay_a = diff(velocidad_ya) ./ diff(t(2:end));
ax_m = diff(velocidad_xm) ./ diff(t(2:end));
ay_m = diff(velocidad_ym) ./ diff(t(2:end));
ax_s = diff(velocidad_xs) ./ diff(t(2:end));
ay_s = diff(velocidad_ys) ./ diff(t(2:end));

%grafica de aceleración

```

```

plot(t(2:end-1),ax_a,'b',t(2:end-1),ay_a,'r',t(2:end-1),ax_m,'g',t(2:end-1),ay_m,'y',t(2:
end-1),ax_s,'m',t(2:end-1),ay_s,'c','LineWidth',2)
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('aceleración (m/s2)')
legend('aceleración en x_a','aceleración en y_a','aceleración en x_m','aceleración en
y_m','aceleración en x_s','aceleración en y_s')

```

Figura A 4 Código de control de la prótesis transhumeral semiactiva

```

//Filtro digital señal muscular
#include <TimerOne.h>

int sensorPin = A0;
float Y = 0.0;
float alpha = 0.4;
float S = Y;
int sensorEMG = 0;
int sensorEMG_filtrado = 0;
const int salida = 9;

//----- void setup -----

void setup() {

  Serial.begin(115200);
  pinMode(salida, OUTPUT);

  Timer1.initialize(100000);
  Timer1.attachInterrupt(LecturaSensor);
}

//----- void loop -----

void loop() {
  digitalWrite(salida, LOW);
  delay(10);
  digitalWrite(salida, LOW);
  delay(10);

  Serial.println(Y);
  Serial.print(",");
  Serial.println(S);
  delay(50);

  if (S > 350) {
    digitalWrite(salida, 215);
    delay(100);
  } else {
    digitalWrite(salida, 75);
    delay(100);
  }
}

void LecturaSensor(void) {
  Y = (float)analogRead(sensorPin);
  S = (alpha * Y) + ((1 - alpha) * S);
}

```

Apéndice B. Planos de prótesis transhumeral.

Figura B 1 Vista isométrica de la prótesis

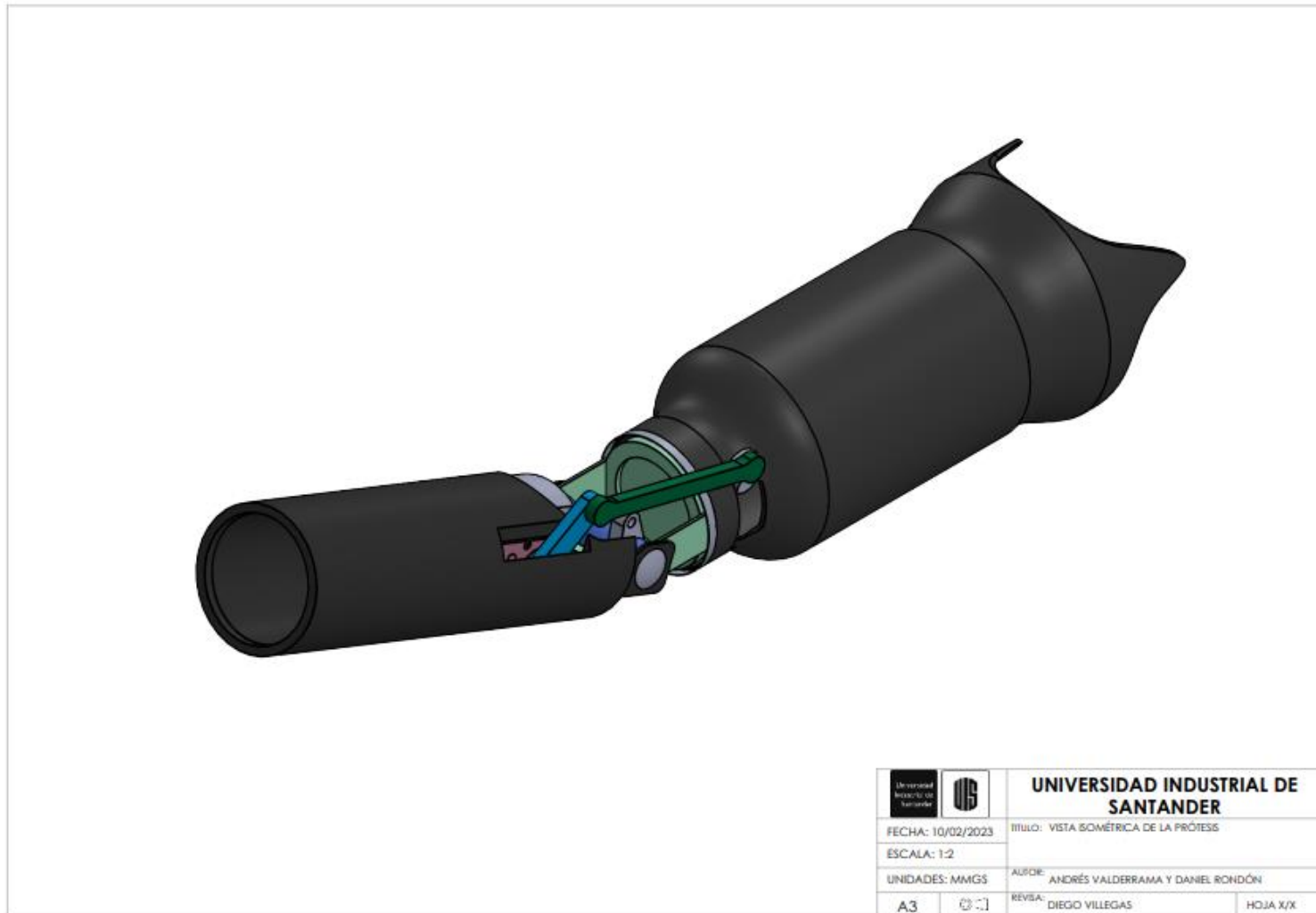


Figura B 2 Plano de la biela

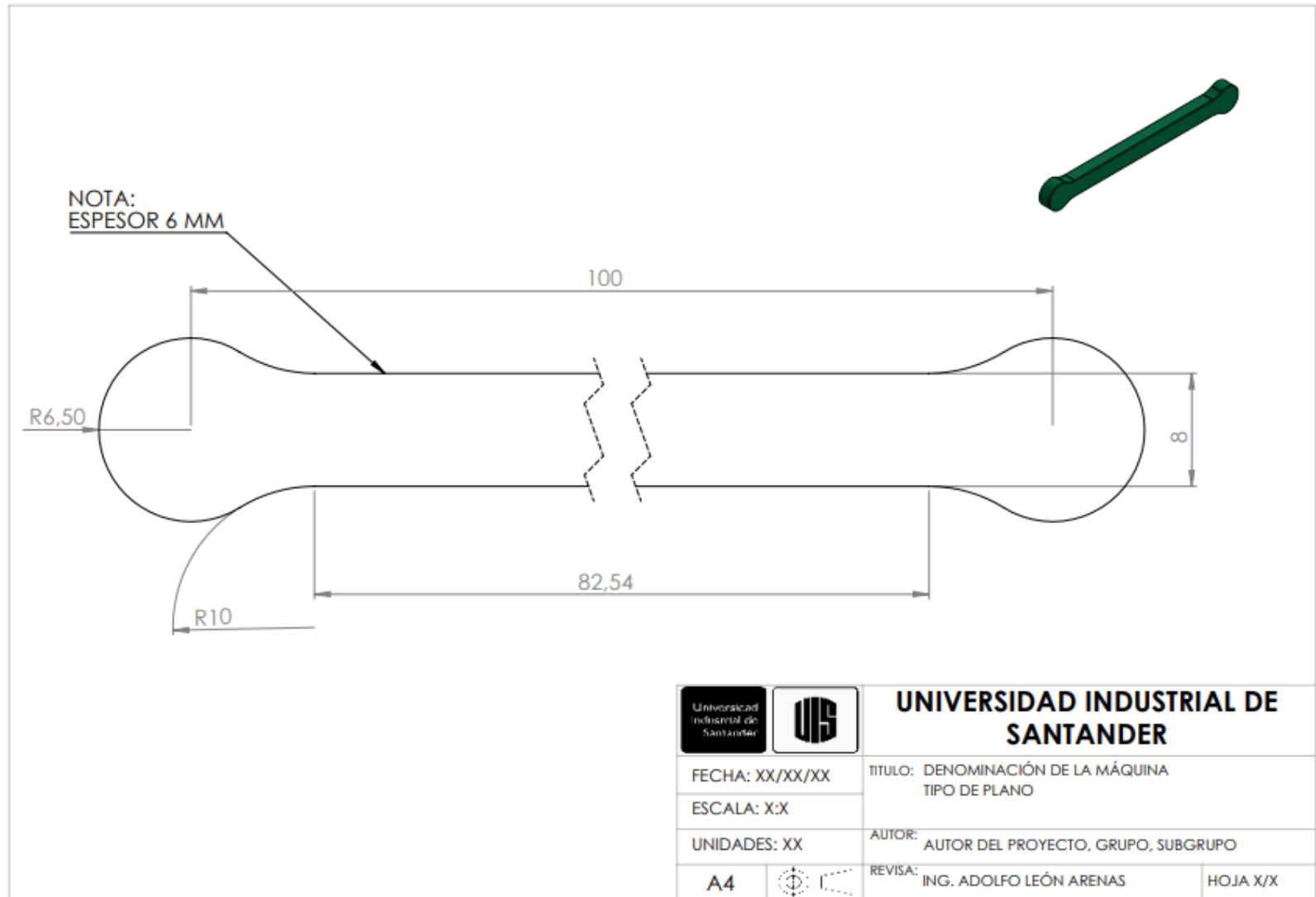


Figura B 3 Plano manivela

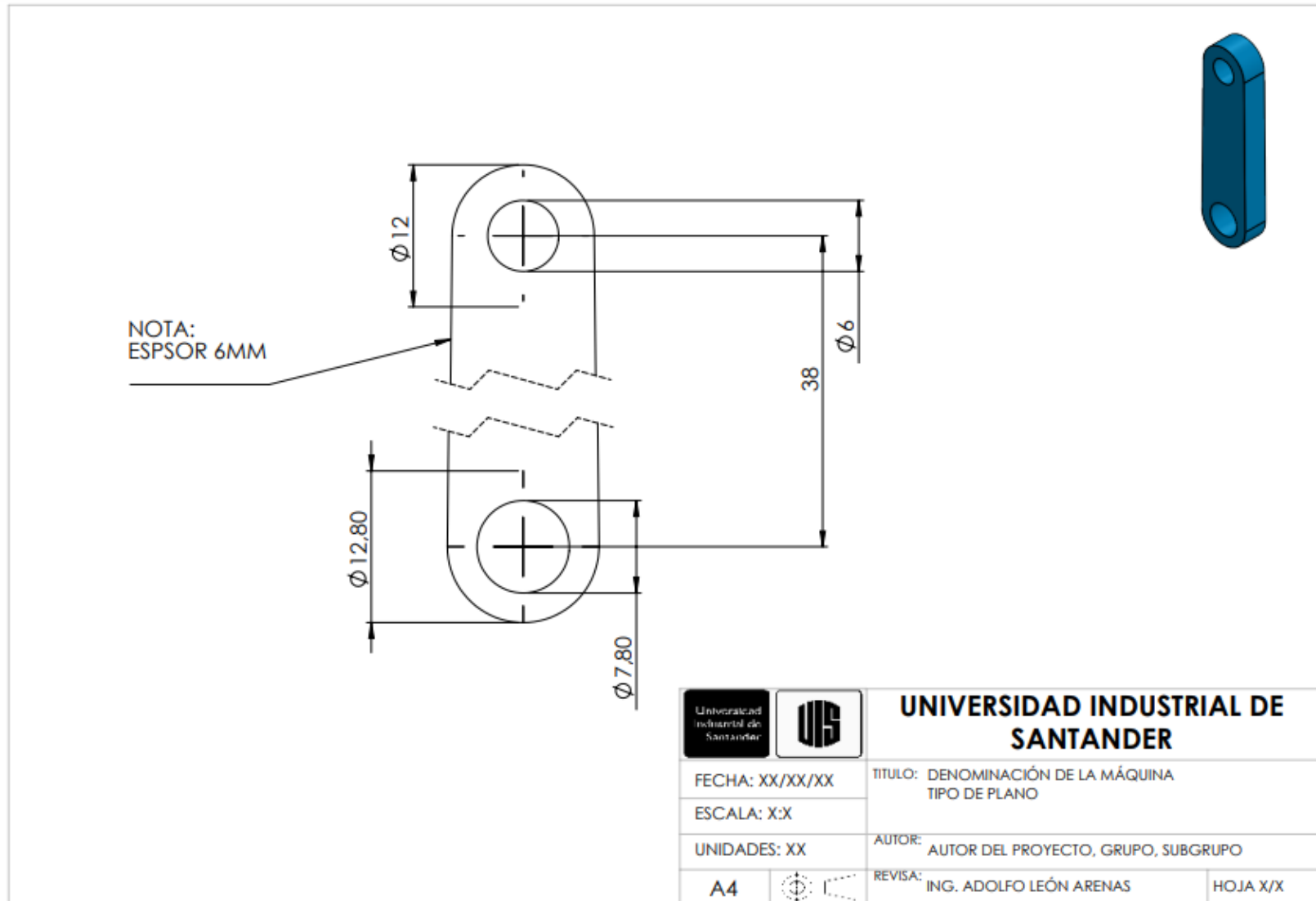


Figura B 4 Plano servomotor

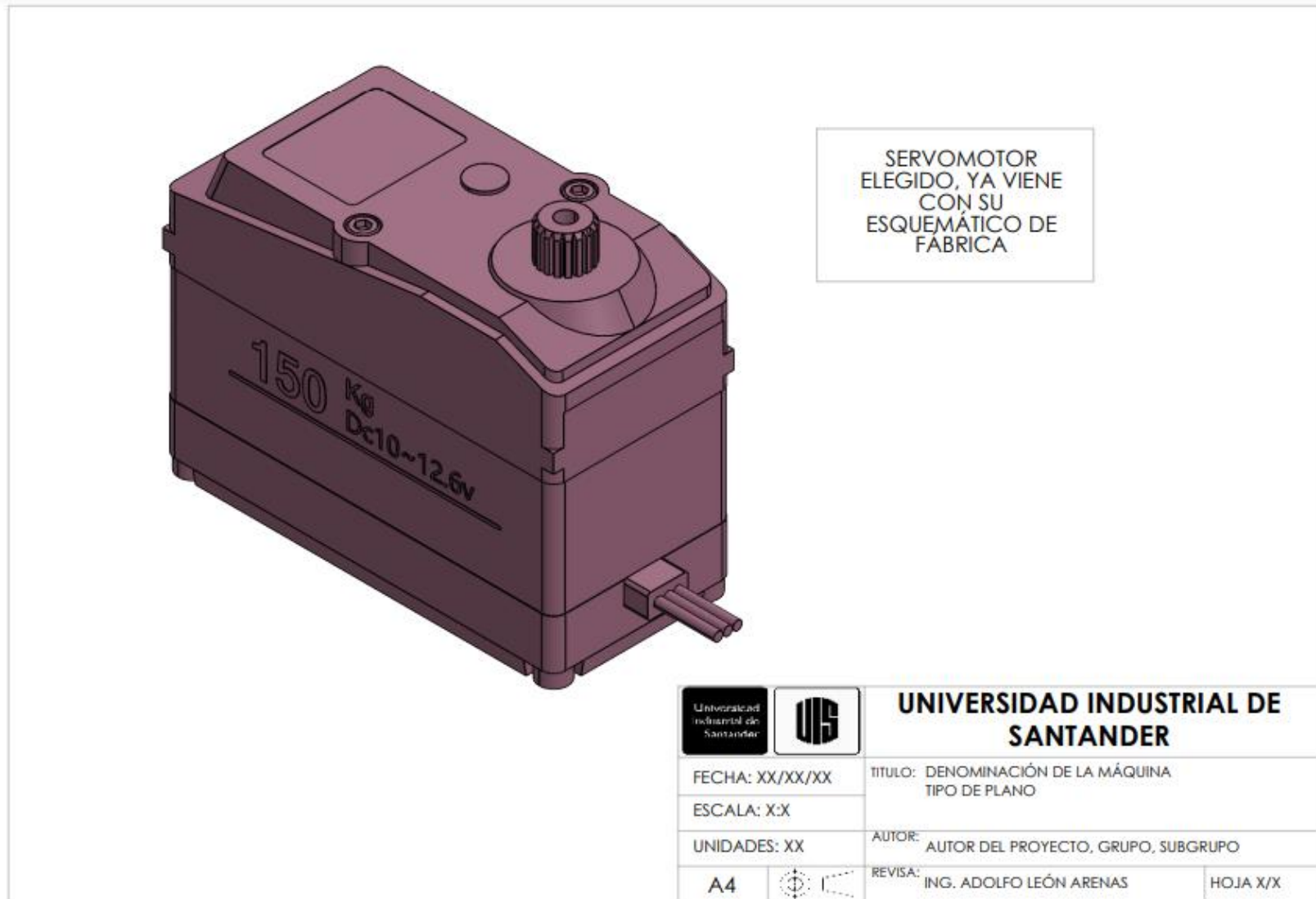


Figura B 5 Plano soporte superior del servomotor

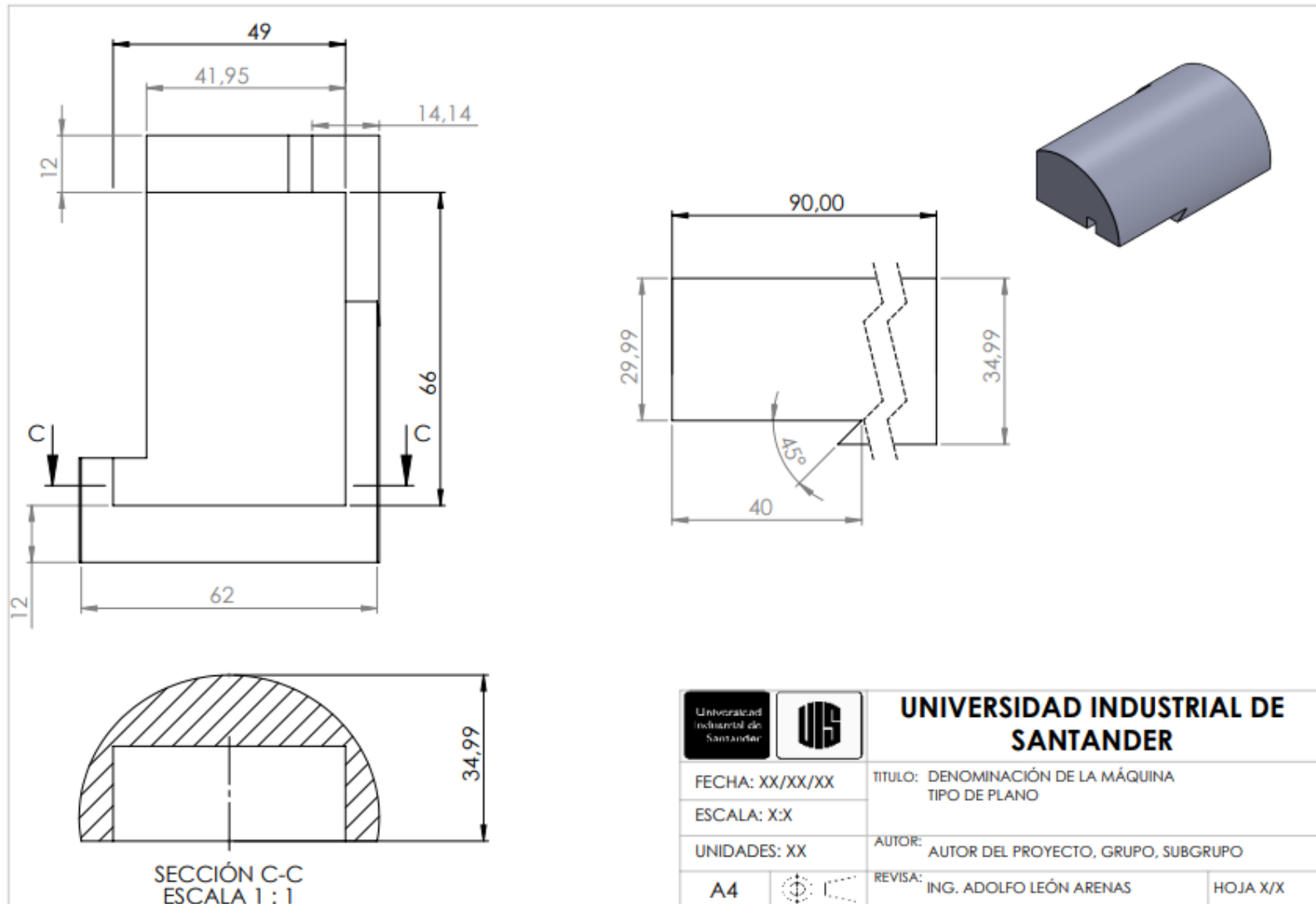


Figura B 6 Plano soporte inferior del servomotor

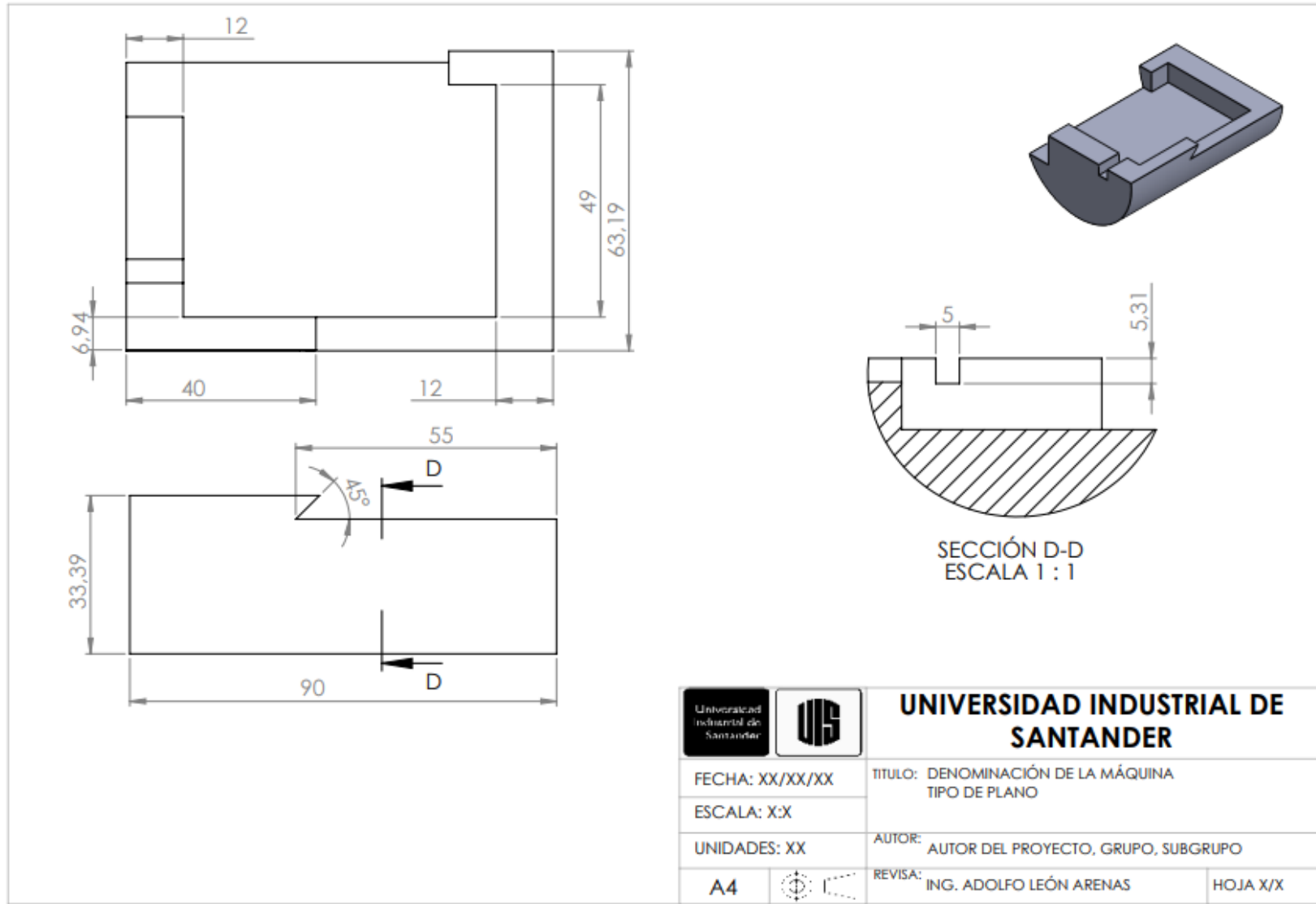


Figura B 7 Soporte de muñón



Figura B 8 Protector



		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: XX/XX/XX	TITULO: DENOMINACIÓN DE LA MÁQUINA TIPO DE PLANO		
ESCALA: X:X	AUTOR: AUTOR DEL PROYECTO, GRUPO, SUBGRUPO		
UNIDADES: XX	REVISÁ:	ING. ADOLFO LEÓN ARENAS	HOJA X/X
A4			

Figura B 9 Antebrazo



Figura B 10 Soporte de eje



SOPORTE DEL EJE, SU DISEÑO YA ESTÁ DEFINIDO A LA HORA DE LA OBTENCIÓN DE LA PRÓTESIS.

				UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: XX/XX/XX		TÍTULO: DENOMINACIÓN DE LA MÁQUINA TIPO DE PLANO			
ESCALA: X:X		AUTOR: AUTOR DEL PROYECTO, GRUPO, SUBGRUPO			
UNIDADES: XX		REVISAR: ING. ADOLFO LEÓN ARENAS		HOJA X/X	
A4					

Figura B 11 Eje



