

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS
MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR**

**CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ
BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2021

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS
MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR**

CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ

BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS

Trabajo de grado para optar el título de ingeniero mecánico

Director

Luis Antonio Bautista Hernández

MSc en informática

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS**

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

BUCARAMANGA

2021

DEDICATORIA

A Dios por enviarme a una grandiosa familia, guiarme por un buen camino, a pesar que por momentos me aleje y por cada momento que me regalaste en el andar de este camino.

A mi padre Carlos F. Pérez Rojas por formarme como una persona íntegra, basada en buenos principios y valores, por ser mi coequipero durante mi formación académica y por regalarme un ejemplo de lo que es ser una excelente persona y padre.

A mi madre Zoraida Velásquez Merchán por regalarme tanto amor en cada palabra de aliento que me brindaba cuando sentía que ya no podía más, porque nunca dejo de creer en mí y por todas las cosas que hizo con amor y dedicación para terminar de formarme íntegramente.

A mi hermanito de mi corazón Bryan Samuel Pérez Velásquez por regalarme cada llamada llena de mucho amor y cariño, por cada palabra de aliento, que me motivaba a dar lo mejor de mí y ser un buen ejemplo para él.

A mi hermana Mery Solangie Pérez Velásquez por brindarme tanto afecto.

A mi novia Jennifer Paola Ramírez Gómez por querer ser parte de mi vida, por brindarme la estabilidad emocional necesaria para terminar este proceso académico, por compartir cada instante de su vida y por regalarme momentos llenos de felicidad.

A mis abuelos maternos A. Mery Merchán P. y Salomón Velásquez León por ayudar en mi formación personal, por cada frase de motivación que me regalaban, por enseñarme a trabajar y mostrarme el sacrificio que hacían mis padres para darnos lo mejor.

Geovanny Pérez

DEDICATORIAS

A Dios por darme salud y brindarme la oportunidad de poder formarme como profesional.

A mi padre Bernardo Valenzuela quien siempre me ha brindado su cariño y apoyo incondicional para poder cumplir mis sueños

A mi hermosa madre Mariana Rojas que siempre me ha guiado por el buen camino, dándome consejos y motivándome a seguir cumpliendo mis metas.

A mi hermana Valentina que siempre me ha acompañado ha sido un apoyo incondicional.

A mi abuela Blanquita quien me inculco el amor por seguir aprendiendo, hoy me guía desde cielo.

Bryan Valenzuela

AGRADECIMIENTOS

Agradecer primeramente a Dios por permitir culminar esta etapa de nuestra vida, por brindarnos una hermosa familia y por disponer a una de las mejores instituciones del país para nuestra formación profesional.

A la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander por disponer de excelentes docentes, que ayudaron en nuestra formación profesional y por ofrecer sus diversas instalaciones, que sirvieron en nuestra formación tanto en lo académico como íntegramente.

Al profesor y director de este proyecto Luis A. Bautista H. por compartir su conocimiento, brindar su confianza y guiarnos antes y durante el desarrollo del proyecto de grado.

A nuestros amigos por brindar su apoyo y amistad incondicional a lo largo de nuestra formación académica, haciendo más agradable este proceso.

A nuestros padres por brindar su apoyo emocional y económico a lo largo de toda nuestra vida.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	18
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	20
2 OBJETIVOS.....	26
2.1 OBJETIVO GENERAL	26
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
3 JUSTIFICACIÓN	27
4 MARCO TEÓRICO	29
4.1 ANTECEDENTES.....	29
4.1.1 Antecedentes internacionales	29
4.1.1.1 “Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz EMG” 29	
4.1.1.2 “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica”	29
4.1.1.3 “Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica para mano”	30
4.1.2 Antecedentes nacionales	31
4.1.2.1 “Prótesis funcional de miembro superior controlada a partir de dispositivo Myo”.	31
4.1.2.2 “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano”	31
4.1.2.3 “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres”	32
4.1.3 Antecedentes regionales.....	33
4.1.3.1 “Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación por debajo del codo”	33
4.1.3.2 “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovasculares”	33

4.1.3.3 “Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de mano.”	34
4.3 REFERENTES TEÓRICOS	35
4.3.1 Anatomía de la mano.....	35
4.3.1.1 Huesos de la mano	35
4.3.1.2 Falanges	37
4.3.1.3 Sistema muscular	37
4.3.1.4 Articulaciones.....	51
4.3.1.5 Sistema nervioso	57
4.3.2 Prótesis	67
4.3.2.1 Los objetivos de la prótesis.....	67
4.3.2.2 Prescripción del aparato protésico.....	67
4.3.2.3 Características específicas del muñón	68
4.3.2.4 Tipos de prótesis según su función.....	68
4.3.2.5 Tipos de prótesis según la energía que utilizan	69
4.3.3 Amputaciones adquiridas.....	70
4.3.3.1 Etiología	70
4.3.3.2 Niveles de amputación.....	71
4.3.4 Sensores.....	73
4.3.5 Electromiografía	73
4.3.6 Actuadores.....	75
4.3.6.1 Servomotores.....	75
4.3.6.2 Micromotor	76
4.3.6.3 Motor ultrasónico	76
4.3.6.4 Motores brushless.....	76
4.3.6.5 motor DCX	77
4.3.6.6 Hardware Arduino	77

4.3.7 Mecanismos.....	79
4.3.7.1 Mecanismo de barras	79
4.3.7.2 Cable de Bowden.....	80
5 DISEÑO METODOLÓGICO.....	81
6 PROCESO DE DISEÑO BASADO EN SISTEMAS	82
6.1 PRE-FASE A.....	84
6.1.1 Requerimientos del usuario	85
6.1.2 Análisis de la tabla de requerimientos	87
6.2 FASE A	87
6.2.1 Descripción funcional.....	88
6.2.2 Planteamiento de alternativas.....	91
6.2.3 Evaluación de alternativas	92
6.3 FASE B	92
6.3.1 Diseño en detalle	93
6.3.1.1 Materiales para la fabricación	93
6.3.1.2 Funcionabilidad del mecanismo de Toronto.....	94
6.3.1.3 Dimensionamiento de las piezas para la prótesis	96
6.3.1.4 Diseño	101
6.3.1.5 Costos de manufactura en efectivo.....	104
6.3.1.6 Costos de los componentes electrónicos en efectivo	105
6.3.1.7 Costo total en efectivo.....	106
6.4 FASE C	106
6.4.1 Diseño en detalle	108
6.4.2 Especificaciones en producción.....	109
6.4.3 Plan de producción	109
6.5 FASE D	110

6.5.1 Construcción	111
6.5.2 Ensamble	113
6.5.3 Montaje electrónico	116
6.5.4 Test de satisfacción	119
6.5.5 Prueba funcional	119
6.5.6 Peso del prototipo funcional	121
7 CRONOGRAMA	123
8 PRESUPUESTO TOTAL	124
9 CONCLUSIONES	125
10 RECOMENDACIONES	126
BIBLIOGRAFÍA	128
ANEXOS	135

LISTA DE CUADROS

Cuadro 1. Grupos musculares, acción e inervación.....	38
Cuadro 2. Características para mejorar	85
Cuadro 3. Escala de importancia de las características.	86
Cuadro 4. Tabla de requerimientos.....	86
Cuadro 5. Escala de relaciones	87
Cuadro 6. Características más importantes.....	87
Cuadro 7. Evaluación PUGH.	92
Cuadro 8. Costos de manufactura en efectivo.....	104
Cuadro 9. Costos de los componentes electrónicos.....	105
Cuadro 10. Costo total en efectivo.....	106
Cuadro 11. Peso de cada pieza del prototipo.....	122
Cuadro 12. Cronograma de actividades del proyecto.....	123
Cuadro 13. Presupuesto total del proyecto de grado.....	124

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Prótesis Youbionic.	23
Figura 2. Prótesis con ayuda de la impresión 3D.....	24
Figura 3. Modelo de prótesis de mano mioeléctrica, diseñada por Christian Silva.	25
Figura 4. Esqueleto del carpo y del metacarpo, visión palmar.....	35
Figura 5. Esqueleto de la mano y de los dedos visión dorsal.	36
Figura 6. Palpación del tendón del flexor superficial de los dedos.....	40
Figura 7. Extensores de los dedos.....	41
Figura 8. Músculos lumbricales (vista palmar).	43
Figura 9. Músculos interóseos palmares (vista palmar).	44
Figura 10. Músculos interóseos dorsales (vista dorsal).	45
Figura 11. La aponeurosis dorsal con inserciones musculares. (a) Vista radial. (b) Vista dorsal.	46
Figura 12. Músculo flexor superficial de los dedos.	48
Figura 13. Músculo flexor profundo de los dedos.	50
Figura 14. Palpación de la segunda articulación.....	51
Figura 15. Cápsulas articulares de las articulaciones de los dedos IFD, interfalángicas distal; MCF, metacarpo falángico; IFP, interfalángica proximal.	52
Figura 16. Palpación de la segunda articulación interfalángica proximal.....	53
Figura 17. Articulaciones interfalángicas, proximal y distal.	54
Figura 18. Ligamentos de las articulaciones interfalángicas proximal y articulaciones interfalángicas distales. IFD, interfalángicas distal; IFP, interfalángica proximal.	55
Figura 19. Flexión y extensión activa en las articulaciones interfalángicas proximales y las articulaciones interfalángicas distales.	55
Figura 20. Orientación de los dedos hacia el hueso escafoides durante la flexión.	56

Figura 21. Esquema representativo del mecanismo básico de control y de los componentes de la UM.	58
Figura 22. El plexo braquial.	59
Figura 23. Trayecto de los nervios en la región de la mano y la muñeca: nervio mediano y nervio cubital.	60
Figura 24. El nervio mediano.	62
Figura 25. El nervio cubital.	64
Figura 26. Trayecto del nervio radial en la mano y la muñeca.	65
Figura 27. El nervio radial.	66
Figura 28. Niveles de amputación.	72
Figura 29. Espectro de frecuencia de las señales de EMG.	74
Figura 30. Microcontrolador.	77
Figura 31. Arduino uno.	78
Figura 32. Mecanismo de cuatro barras.	80
Figura 33. Cable de Bowden.	80
Figura 34. Fases de diseño de la NASA.	82
Figura 35. Proceso de diseño estructurado.	83
Figura 36. Pre-fase A.	84
Figura 37. Fase A.	88
Figura 38. Mecanismos de barras en la posición extendida.	89
Figura 39. Mecanismos de barras en la posición flexionada.	90
Figura 40. Fase B.	93
Figura 41. Biometría del dedo índice del usuario.	94
Figura 42. Ensamble del dedo índice.	95
Figura 43. Barras del mecanismo.	95
Figura 44. Paso 1.	96
Figura 45. Paso 2.	97
Figura 46. Paso 3.	97
Figura 47. Paso 4.	98
Figura 48. Paso 5.	98

Figura 49. Paso 6.....	99
Figura 50. Paso 7.....	99
Figura 51. Paso 8.....	100
Figura 52. Paso 9.....	100
Figura 53. Paso 10.....	101
Figura 54. Modelamiento del dedo índice.....	102
Figura 55. Estructura para cada falange.....	103
Figura 56. Barras para el mecanismo.....	103
Figura 57. Fase C.....	107
Figura 58. Diseño final del dedo índice.....	108
Figura 59. Plan de producción.....	109
Figura 60. Fase D.....	110
Figura 61. Diagrama de flujo del proceso de fabricación.....	111
Figura 62. Impresión 3D del dedo índice.....	112
Figura 63. Estructura en aluminio de cada falange.....	112
Figura 64. Barras de accionamiento.....	113
Figura 65. Ensamble de la estructura de aluminio dentro de la cubierta en ABS.....	113
Figura 66. Ensamble del dedo índice.....	114
Figura 67. Ensamble completo.....	115
Figura 68. Circuito electrónico.....	116
Figura 69. Ensamble electrónico.....	117
Figura 70. Prueba funcional del dedo índice en la posición inicial (estirado).....	120
Figura 71. Prueba funcional del dedo índice flexionado.....	120
Figura 72. Peso total de la prótesis.....	121
Figura 73. Peso del dedo índice.....	122

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Porcentaje de la población con discapacidad (OMS).....	20
Gráfica 2. Señal electromiográfica del músculo flexor profundo de los dedos.....	119

LISTAS DE ANEXOS

Anexo A. Planos de construcción	135
Anexo B. Procesos de manufactura.....	140
Anexo C. Medición de voltaje.....	142
Anexo D. Programación en el arduino	143
Anexo E. Medición de los grados de giro del dedo índice.	144
Anexo F. Ensayos sin el paciente.	144
Anexo G. Formato de consentimiento informado.....	145
Anexo H. Test de satisfacción.....	147
Anexo I. Prueba funcional del prototipo con el paciente.	148

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR*

AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ, BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS**

PALABRAS CLAVE: BIOMECÁNICA, MANO, DEDO, PRÓTESIS, MIOELÉCTRICA, ELECTRODOS, ACCIONAMIENTO.

DESCRIPCIÓN

El objetivo de la presente investigación es diseñar y construir un prototipo funcional del dedo índice para una prótesis mioeléctrica de miembro superior, la cual será utilizada por un habitante del municipio de Barbosa Santander. La función principal es dotar de movimientos, como lo son extender y contraer el dedo índice de una prótesis para amputación transradial.

En cuanto a la ejecución, se utilizan las cinco fases de desarrollo de diseño “NASA ESMD Capstone Design Process”. En primera instancia se identificaron las necesidades del paciente tales como: funcionalidad, costos, estética, confiabilidad y comodidad, lo cual permitió determinar los factores de diseño y el planteamiento de la mejor alternativa. El desarrollo de esta propuesta consistió en diseñar y construir tres mecanismos de cuatro barras ensamblados en un conjunto conocido como mecanismo de Toronto (MT), el cual permitió dimensionar y articular las tres falanges. Así mismo, el accionamiento del MT se realizó mediante la adquisición y procesamiento de las señales electromiográficas, que permite enviar una orden al microcontrolador para que gire 150° o regrese a su posición inicial (0°) y a su vez, mediante dos cables Bowden accione el MT, para generar el movimiento deseado.

Lo anterior llevó a concluir que al utilizar diferentes procesos de fabricación (como impresión 3D, corte manual, taladrado, pulido y doblado), se brinda la precisión requerida a un menor costo. Por lo tanto, se aplicó la prueba funcional al paciente y los resultados, mostraron que el prototipo es aceptable ante los requerimientos planteados.

* Proyecto de grado.

** Facultad de ingeniería Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director Luis A. Bautista H, MSc en Informática.

ABSTRACT

TITLE: DESIGNING AND BUILDING THE INDEX FINGER FOR A MYOELECTRIC PROSTHESIS OF AN UPPER LIMB**

RESEARCHERS: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ, BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS***

KEYWORDS: BIOMECHANICS, HAND, FINGER, PROSTHESIS, MYOELECTRIC, ELECTRODES, ACTIVATION.

DESCRIPTION

The objective of this research is to design and to build a functional prototype of the index finger for a myoelectric prosthesis of an upper limb, that will be used by an inhabitant from Barbosa, a town of Santander, Colombia. The main function is to provide movements such as flexing and stretching the index finger of a prosthesis for a transradial amputation.

Regarding the performance, the five (5) designing phases development belonging to the NASA, known as "NASA ESMD Capstone Design Process" have been used. The first step was the identification of patient's needs, such as functionality, costs, aesthetics, reliability and comfort. This phase let determine the designing factors as well as propose the best alternative. The development of this proposal consisted in designing and building three four-bar mechanisms assembled in a set called Toronto Mechanism (MT), that let dimension and articulate the three phalanges. In addition, the MT activation was performed by acquiring and processing the electromyographic signals that let send a command to the microcontroller in order for it to rotate 150° or to return to the initial position (0°), and at the same time, through two Bowden cables to activate the MT, for generating the desired movement.

Based on the above mentioned description, it can be concluded that by using different manufacturing processes (such as 3D printing, manual cutting, drilling, polishing and bending), the required precision can be obtained at lower cost. For that reason, the functional test was applied to the patient, and the results demonstrated that the prototype is acceptable in terms of the appropriate requirements.

* Graduation project.

** Faculty of Mechanical Physics Engineering. Mechanical Engineering School. Director Luis A. Bautista H, MSc in Computer Science.

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la exploración a nivel de prótesis ha sido inmensa en cuanto a funcionalidad y estética. La aplicación de la inteligencia artificial, la robótica y el control han llegado a un punto, en donde a través del uso de señales cerebrales se logra que prótesis artificiales puedan imitar ciertos movimientos de la extremidad faltante; por ejemplo: las prótesis mioeléctricas; en donde acciones tales como sujetar llaves, vasos, utilizar aparatos electrónicos o simplemente hacer señas con los dedos, ayudarán al desarrollo de la vida diaria de los pacientes amputados.

La integración de un sistema de control fácil de entender y usar por las personas con amputaciones (especialmente transradial), es lo que define el éxito de una prótesis, además del número de funciones que realiza y su costo.

En esta tesis; encontrará cómo se diseñó y construyó un prototipo funcional de dedo índice para una prótesis mioeléctrica de miembro superior. Inicialmente, se hizo la investigación de algunas prótesis ya existentes a nivel mundial, nacional y regional, con las cuales se soporta el desarrollo del proyecto.

A continuación, se propone el diseño metodológico, que permite establecer estrategias y procedimientos para la ejecución del prototipo. Para este proceso de diseño de prototipo, se utilizaron las cinco fases de desarrollo de diseño “NASA ESMD Capstone Design Process”, las cuales constan de una pre-fase A, en la que se analizó el problema de diseño de acuerdo con los requerimientos del usuario y los objetivos con metas. Se continúa con la fase A, donde se propone un diseño conceptual a nivel de sistemas, como la descripción funcional del prototipo y para esto; se simuló el movimiento del dedo índice mediante el mecanismo de Toronto, que permite dimensionar y articular las tres falanges. Es importante resaltar que se propusieron varias alternativas de diseño y posteriormente se seleccionó la mejor

opción, teniendo en cuenta los requerimientos del usuario y las propiedades de los materiales para su construcción.

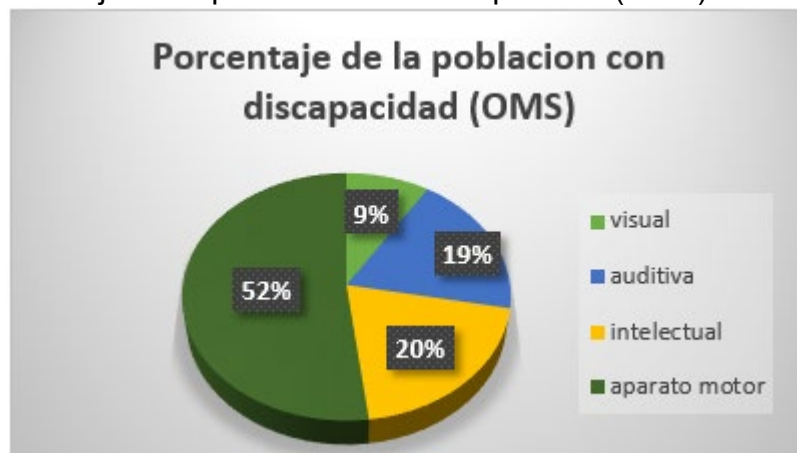
Luego, en la fase B, se realizó una propuesta de diseño, en la cual se elaboró un diseño detallado, plan de construcción, lista de materiales y presupuesto. Una vez finalizada la fase B, se llevó a cabo la fase C, en la cual se realizaron mejoras detalladas al diseño y se propuso un plan de producción. Finalmente, continúa la fase D, en la que se fabricó y ensambló cada pieza del prototipo.

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En 2019, el Banco Mundial estimó que mil millones de habitantes, o sea el 15% de la población del mundo, experimenta algún tipo de discapacidad y afirmó que la prevalencia de la discapacidad es mayor en los países en desarrollo¹. En 2011, en el Informe Mundial Sobre La Discapacidad señaló que, de acuerdo con la Encuesta Mundial de la Salud, existen cerca de 785 millones de personas (15,6%) mayores de 15 años que viven con algún tipo de discapacidad, mientras que en el proyecto sobre la Carga Mundial de Morbilidad estima una cifra aproximada a los 975 millones de personas (19,4%)².

De acuerdo con las cifras presentada por la OMS (gráfica 1), en donde se presentan mayor discapacidad es en el aparato locomotor con un 52%, seguida la intelectual, auditiva y visual con un 20%, 19% y 9% respectivamente.

Gráfica 1. Porcentaje de la población con discapacidad (OMS).



Fuente: Estadísticas Demográficas de la Discapacidad en el Mundo.

¹ BANCO MUNDIAL. Discapacidad [en línea]. 2019. Disponible en <https://www.bancomundial.org/es/topic/disability#1>, consultado el 5 de junio de 2020.

² ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. Informe Mundial Sobre La Discapacidad [en línea]. 2011., p. 8. Disponible en https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/accessible_es.pdf?ua=1, consultado el 5 de junio de 2020.

Además, en el Informe Mundial Sobre La Discapacidad aseguran que la discapacidad en un país concreto está influida por las tendencias en los problemas de salud, los factores ambientales y de otra índole, como los accidentes de tráfico, catástrofes naturales, conflictos y abuso de sustancias³.

Existen diferentes tipos de discapacidades que puede presentar el ser humano, una de ellas es la amputación. En el Reino Unido se calcula que existen aproximadamente 4,500 amputados cada año y en Estados Unidos, 1 de cada 200 norteamericanos ha experimentado una amputación y se estima que cada año se presentan 40,000 nuevos pacientes amputados, ocasionando que, por cada 7 u 8 amputaciones de extremidad inferior, haya una amputación de extremidad superior⁴.

En 2019, La Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU, afirma que las personas pueden perder todo o parte del brazo, debido a los problemas de circulación, los cuales pueden ser resultado de la aterosclerosis y la diabetes o por lesiones incluyendo por accidente de tráfico y combate militar o por cáncer y defectos congénitos⁵.

En 2005, según el censo realizado por el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE), en Colombia existen alrededor de 2.632.255 personas con por lo menos una limitación, de las cuales 387.598 personas tienen limitaciones de brazos y manos, generando que, de cada 100 colombianos con limitaciones, el

³ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. Óp. Cit., p. 8.

⁴ HERNÁNDEZ GARCÍA, Jesús. 2013. Frecuencia y causas de amputación en pacientes atendidos en la dirección de atención a la discapacidad, por el programa de apoyo de ayudas funcionales del DIF Estado de México, 2011-2012. Trabajo de grado Profesional en Licenciado en Terapia Física. Toluca, Estado de México.: Universidad Autónoma del Estado de México. Facultad de Medicina. Departamento de Evaluación Profesional, 2013. p. 4.

⁵ MEDLINEPLUS. Perdidas de extremidades [en línea]. 2019. Disponible en <https://medlineplus.gov/spanish/limbloss.html>.

14,9% tienen limitaciones permanentes de brazos y manos. Vichada es el departamento con mayores números de personas en condición de discapacidad de brazos y manos con un 55,1%, seguido por Vaupés, Guainía, Guaviare y Cesar con 30,2%, 23,7%, 18,3% y 16,3% respectivamente, dejando así a Santander en el décimo octavo puesto con un 14,7% de personas en esta condición de discapacidad⁶.

A pesar de que no existen cifras concretas acerca de la cantidad de personas que sufren amputaciones en Colombia, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que en el país la incidencia de amputación es de 200 a 300 personas por cada 100 mil habitantes y afirman que las amputaciones de miembro superior se producen por enfermedades o por traumas de toda índole producidos por los accidentes de tránsito, violencia común, accidentes laborales o por el conflicto armado a causa de enfrentamientos armados y minas anti personales⁷.

Debido a las cifras que se presentan a nivel mundial, nacional y local de personas que son amputadas, surge la necesidad de sustituir la parte faltante del cuerpo, el cual no es un tema nuevo. Considerando las causas antes mencionadas acerca de las pérdidas de extremidades de miembro superior, desde el punto de vista de la ingeniería se han diseñado diferentes tipos de dispositivos, los cuales le permiten al paciente con amputación una mejor adaptación y calidad de vida.

⁶ DANE. Censo general 2005, Discapacidad personas con limitaciones permanentes [en línea]. 2005., p. 8. Disponible en https://www.dane.gov.co/files/censos/discapacidad/preva_indices.pdf.

⁷ LAVERDE, Sonia. Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctrica. En: Rev. El Hospital. Enero, 2015., p. 1. Disponible en <http://www.elhospital.com/temas/Colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438?pagina=1>.

Figura 1. Prótesis Youbionic.



Fuente: C. Lucia. Top 12 de prótesis impresas en 3D, ayudando con nuevas tecnologías. En: Web. 3D natives, 2018.

A nivel mundial se han diseñado diferentes prótesis de mano, entre las que se encuentra Youbionic, esta prótesis fue creada por el ingeniero italiano Federico Ciccarese, el cual se dio a conocer a finales del 2016. Esta prótesis está desarrollada con tecnologías de impresión 3D y además añade microprocesadores arduino que al sentir el músculo del usuario permiten efectuar diferentes movimientos de agarre⁸.

En 2017, el estadounidense Easton Lachapelle, tras años de pruebas y desarrollos con diferentes tecnologías consiguió dar la primer prótesis realista e impresa en 3D a una pequeña⁹.

⁸ C. Lucia. Top 12 de prótesis impresas en 3D, ayudando con nuevas tecnologías. En: Web. 3D natives. Abril, 2018. Disponible en <https://www.3dnatives.com/es/protesis-impresas-en-3d-100420182/>.

⁹ C. Óp. Cit.

Figura 2. Prótesis con ayuda de la impresión 3D.



Fuente: C. Lucia. Top 12 de prótesis impresas en 3D, ayudando con nuevas tecnologías. En: Web. 3D natives, 2018.

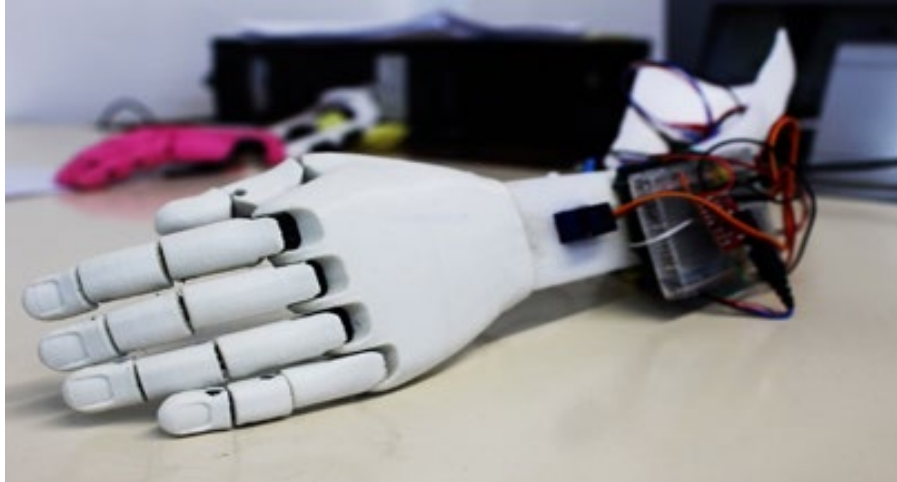
En el país se han diseñado diferentes prototipos de mano, entre ellos: el mecanismo obtenido para pinza bidigital mano PROTUN, fabricada con mínimos grados de libertad para realizar el agarre; el de la pinza y rotador para prótesis de mano mioeléctrica, cuyo objetivo era mejorar la presión palmar; y el de prótesis de mano accionada por voz, desarrollada para personas con amputaciones en mano y muñeca pulgar¹⁰.

El proyecto Promanu, dirigido por el ingeniero Nelson Arzola, profesor de la Facultad de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Nacional, presenta una mano robótica

¹⁰ LAVERDE, Óp. Cit., p. 1.

que se mueve por control de voz, y realiza varias acciones, gracias a un comando mioeléctrico que efectúa movimientos biomecánicos¹¹.

Figura 3. Modelo de prótesis de mano mioeléctrica, diseñada por Christian Silva.



Fuente: LAVERDE, Sonia. Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctrica. En: Rev. El Hospital. 2015.

De acuerdo a los diferentes prototipos de prótesis de mano ya diseñados, surge la pregunta ¿Qué características debe tener los mecanismo de barras y accionamiento por servomotores para que simule los movimiento de las falanges de un dedo de la mano humana?, esto con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas que sufren de amputación transradial *Below Elbow* (BE) y contribuir a la misión de la Universidad Industrial de Santander; a través de la tecnología e investigación, logrando un impacto social y económico.

¹¹ LAVERDE, Sonia. Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctrica. En: Rev. El Hospital. Enero, 2015., p. 2. Disponible en <http://www.elhospital.com/temas/Colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438?pagina=2>.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un dedo para una prótesis mioeléctrica, empleando mecanismos de barras y accionamientos por servomotores para una persona con amputación transradial BE, de tal modo que la Universidad Industrial de Santander desarrolle tecnologías que se puedan aplicar al entorno social de nuestra región.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar la biometría del dedo índice de la mano humana, caracterizando físicamente las falanges.
- Estudiar la biomecánica del movimiento del dedo índice de la mano humana; para establecer y caracterizar los movimientos que permiten el funcionamiento normal.
- Modelar un prototipo de las articulaciones de las falanges del dedo índice de la mano humana; que permita simular los movimientos que realizan las falanges.
- Elaborar un prototipo de las articulaciones de las falanges del dedo índice de la mano humana, con el fin de permitir su funcionamiento normal.
- Captar las señales mioeléctricas para el control del movimiento del dedo índice; a través de un microcontrolador.

3 JUSTIFICACIÓN

Desde el surgimiento mismo del pensamiento médico humano, nuestra especie ha buscado reemplazar sus extremidades perdidas con el fin de recuperar parte de su funcionalidad y su aspecto; los desarrollos de prótesis del miembro superior son de gran importancia, pues se estima un gran número de pacientes que presentan esta clase de amputación alrededor del mundo, los cuales se enfrentan diariamente a ser discriminados, menor nivel de educación, peor estado de salud, niveles inferiores de ocupación, inaccesibilidad de los entornos físicos y de transporte y tasas más altas de pobreza.

Además, el paciente que sufre de este tipo de amputación presenta complicaciones psicológicas, ya que se siente incapaz de realizar actividades que normalmente hacía sin ninguna limitación física, lo que conlleva a que su estado anímico tienda a decaer y dependiendo de la estrategia de afrontamiento del paciente, lo llevará a un desarrollo del proceso de duelo satisfactorio o al desarrollo de trastornos psicológicos, como la depresión.

Como se señaló anteriormente, en Colombia una de las principales causas de amputación de miembro superior son los accidentes laborales, estos son producidos debido al alto riesgo que presenta el operario al momento de realizar sus funciones.

Santander por ser un departamento de mayor producción de panela¹², no está exenta de que las pequeñas, medianas y grandes productoras de panela, presenten

¹² NOS UNE SANTANDER. Santander, mayor productor de panela en Colombia [en línea]. 2016., Disponible en <http://historico.santander.gov.co/index.php/prensa/item/15272-santander-mayor-productor-de-panela-en-colombia>, consultado el 18 de junio de 2020.

accidentes laborales causando la amputación transradial BE, esto es debido, a que los trapicheros deben alimentar manualmente los molinos de caña¹³.

La ciudad y el país cuenta con pocos centros de atención médica especializada de prótesis, en los cuales cuentan con el proceso de elaboración de dispositivos médicos tipo prótesis para la extremidad superior y así poder brindar una solución a las personas que por alguna circunstancia sufren de amputación transradial BE. Esta situación es más agravante si se considera los altos costos que tienen estas prótesis al momento de adquirirlas, ya que muchas de estas prótesis son importadas de diferentes países como España, Alemania y Estados Unidos.

Es así como este proyecto tiene como motivación ayudar a las personas que han sufrido amputación transradial BE, a que recuperen la mayor cantidad de movimientos que poseían antes de sufrir dicha discapacidad y que se ajuste estética y económicamente al paciente, con el fin de que pueda adquirirla y no se sienta afectado por la pérdida de su mano, sino por el contrario, que pueda continuar con sus actividades diarias que se le vayan presentando.

¹³ VELANDIA MARTINEZ, Karla. MAHECHA, Yemmy. RUBIO MEDINA, Heydy y NIÑO CARDONA, Yurley. 2018., p. 6. Riesgos laborales en la producción de panela vereda San Ramon Alto-Caparrapi-Cundinamarca [en línea]. Disponible en <https://es.calameo.com/read/00577972321d9dfea4e11>, consultado el 18 de junio de 2020.

4 MARCO TEÓRICO

4.1 ANTECEDENTES

4.1.1 Antecedentes internacionales

4.1.1.1 “Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz EMG”¹⁴. El objetivo general de este proyecto es el de plantear una prótesis de mano de bajo costo, controlada por señales electromiográficas, con diseño específico para el uso de teclados de computadora.

Este proyecto brinda una investigación acerca del diseño de una prótesis de mano para fabricarse por medio de impresión 3D, que cumple con las características de fuerza y velocidad necesarias como para mejorar la interfaz entre usuario y teclados de computadora.

4.1.1.2 “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica”¹⁵. El objetivo de este artículo realizar el diseño y la construcción de una prótesis impresa de mano, la cual reciba las señales de control en lazo abierto a partir de un sensor de señales mioeléctrica. El diseño mecánico y los análisis estáticos estructurales fueron validados por medio de simulación y experimentos con la mano impresa.

Este artículo brinda información sobre la disminución del peso del prototipo comparado con otras propuestas; la cual fue posible manteniendo el mínimo número de actuadores presentes.

¹⁴ LÓPEZ Ernesto; MARTÍNEZ Rigoberto; VILCHIS Adriana. Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz Semg. DOAJ. [Base de datos en línea] Disponible en <https://doaj.org/article/2cf2aac7534747608e9cce50f1214e66> consultado el 5 de julio de 2020.

¹⁵ HURTADO Pedro; LUVIAN David; VIDAL Luis; GARCÍA Luz. Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica. [Base de datos en línea]. Mundo Fesc. 2018-10-22 Disponible en

Para garantizar el diseño estructural se realizaron análisis estáticos de carga; en el mismo sentido, la estrategia de control en lazo abierto permitió desestimar el uso de sensores de fuerza y de posición y a la fácil adquisición de los materiales utilizados, lo que permitió mantener un costo bajo; el controlador al basarse en un lazo abierto permite que su rendimiento sea altamente confiable en la calibración de los actuadores.

El prototipo ofrece una alternativa asequible, funcional y reproducible de una prótesis de mano, la cual después de ser homologada por las normas médicas podría ser utilizada por personas con amputación. Como trabajo a futuro queda pendiente realizar pruebas dinámicas de pesos cargado por la mano, en donde será necesario implementar una estrategia de control en lazo cerrado bajo el enfoque de sistemas con retardo.

4.1.1.3 “Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica para mano”¹⁶. Este artículo tiene como objetivo mostrarnos la primera parte del diseño de una mano activa protésica, que se moverá como consecuencia de las señales electromiográficas del brazo del usuario.

Este artículo brinda información de un prototipo diseñado con cinco dedos cada uno con dos grados de libertad. La mano robótica está compuesta por cinco servomotores para alcanzar cuatro posiciones diferentes, que comprenden el agarre de fuerza, agarre de gancho, agarre selectivo y la posición natural de la mano.

<https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:ZhUPIf1OQRsJ:https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6638697.pdf+%&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=co> consultado el 5 de julio de 2020.

¹⁶ CHAVEZ, Nancy; MARTINEZ, Martha; ESPINOZA, Jorge; MURILLO, Luis. (2014). DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA MANO. Congreso Universitario 2014. 307. [Base de datos en línea] Disponible en https://www.researchgate.net/publication/279446115_DISENO_E_IMPLEMENTACION_DE_UNA_PROTESIS_MIOELECTRICA_PARA_MANO/link/55929ccf08ae5af2b0eb44eb/download consultado el 6 de julio de 2020.

4.1.2 Antecedentes nacionales

4.1.2.1 “Prótesis funcional de miembro superior controlada a partir de dispositivo Myo”¹⁷. El objetivo general de este proyecto es el de diseñar e implementar una prótesis de mano funcional para una persona amputada, controlada por medio del dispositivo comercial Myo.

Este proyecto brinda investigación acerca del dispositivo Myo, de sus características de conexión y comunicación mediante Bluetooth, y de la información que procesa y detecta. Además, analiza la anatomía y fisiología del miembro superior, las características de la actividad mioeléctrica, y también la tecnología de impresión y escaneo 3D.

4.1.2.2 “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano”¹⁸. Este artículo de revisión tiene como propósito brindar una visión sobre la evolución y las tendencias que tienen las prótesis de mano para pacientes que presentan amputación transradial.

Este artículo expone que, en Colombia se han desarrollado diferentes prototipos de prótesis de mano, como lo son: síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomórfica bidigital, su objetivo general fue diseñar y construir un prototipo óptimo de pinza bidigital que minimice el espacio requerido, con un mínimo grado de libertad para realizar el agarre, que en este diseño corresponde a un GDL (grado de libertad).

¹⁷ GOROSITO, Martín Alejandro; JARA, Nicolás. Prótesis funcional superior controlada a partir de dispositivo Myo [Base de datos en línea]. 2017. Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales. Ingeniería Biomédica. Disponible en <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/6532>, consultado el 4 de julio de 2020.

¹⁸ LOAIZA, Jair; ARZOLA, Nelson. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano: prototipos de prótesis de mano desarrolladas en Colombia. [Base de datos en línea]. Agosto 16 de 2011. Revista UNAL. Disponible en <https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/19354/48745>, consultado 4 de julio de 2020.

Diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica, este proyecto tiene como objetivo fundamental rediseñar y construir un prototipo de pinza tridigital para prótesis mioeléctrica de mano que adicionalmente incluya la función de rotación (pronosupinación). Además, busca mejorar la presión palmar y reducir el peso.

Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, este proyecto el objetivo consistió en diseñar y fabricar un prototipo de prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, y a su vez evaluar qué tipo de señales, mioeléctrica o por voz, resulta el más adecuado para su accionamiento.

4.1.2.3 “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres”¹⁹. El objetivo general de la tesis es diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres prensiles a partir de ordenes efectuadas desde un sistema de mano. Además, realiza el diseño mecánico de una prótesis robótica en un software de diseño asistido por computador CAD (Solid Edge), teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de una mano humana, la funcionalidad, los costos, mantenimiento, modularidad y flexibilidad.

Esta tesis ofrece información acerca de los diferentes tipos de materiales (aluminio, teflón, plástico), actuadores (micromotores de corriente dc y ac, servomotores), mecanismos de transmisión (poleas, barras, bandas) y sensores (posición, fuerza, vibración) que puede constituir la prótesis.

¹⁹ QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres [en línea]. Universidad del Cauca. 2010. Tesis de maestría. Disponible en <http://repositorio.unicauca.edu.co:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1269/DISE%C3%91O%20Y%20CONSTRUCCION%20DE%20UNA%20PROTESIS%20ROBOTICA%20DE%20MANO%20FUNCIONAL%20ADAPTADA%20A%20VARIOS%20AGARRES.pdf?sequence=1&isAllowed=y>, consultado el 4 de julio del 2020.

4.1.3 Antecedentes regionales.

4.1.3.1 “Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación por debajo del codo”²⁰. El objetivo general de este trabajo es contribuir con la misión de las escuelas e ingeniería electrónica, de la Universidad Industrial Santander, con el propósito de formar ingenieros mecánicos y electrónicos de alta calidad, ética, técnica y científica, en cuanto a la aplicación y divulgación de conocimientos al diseñar y desarrollar una prótesis mioeléctrica de miembro superior.

Además, este proyecto realiza un diseño del socket, de tal manera que albergue el sistema de baterías y las tarjetas electrónicas necesarias y acoplar la tarjeta de adquisición y procesamiento de las señales mioeléctricas y las baterías con la prótesis.

4.1.3.2 “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovasculares”²¹. Este proyecto tiene como objetivo el diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovasculares (ACV), para contribuir con la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica aportando al desarrollo científico y la investigación con el fin de dar respuesta a las necesidades de la sociedad.

Este proyecto brinda información del estudio de la biometría y locomoción de la mano de un ser humano, además de un diseño de un mecanismo que simula el

²⁰ CALVACHE JARAMILLO, Alberth Alexander; OVIEDO PINTO, Ángel Eduardo; BUENO LOZANO, Ricardo. 2017. Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación por debajo del codo. [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de ingenieros electrónicos y mecánico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y telecomunicaciones. Escuela de ingeniería mecánica. Escuela de ingeniería electrónica.

²¹ MOLINA NAVARRO, Rafael Ricardo; MORA LIÑAN, Bayrón. 2019. Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovascular (ACV). [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de

movimiento de las falanges de la mano usando herramienta de diseño computacional (SOLIDWORKS) con el fin de mejorar la rehabilitación.

4.1.3.3 “Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de mano.”²² El objetivo general de este trabajo es implementar sistemas para el control de prótesis con alta funcionalidad para reconocer a partir de impulsos eléctricos los movimientos ejecutados. Este proyecto brinda información del estudio de los movimientos básicos de la mano: apertura, cierre, flexión, extensión, pronación y supinación incluyendo la condición de reposo.

ingeniero mecánico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica.

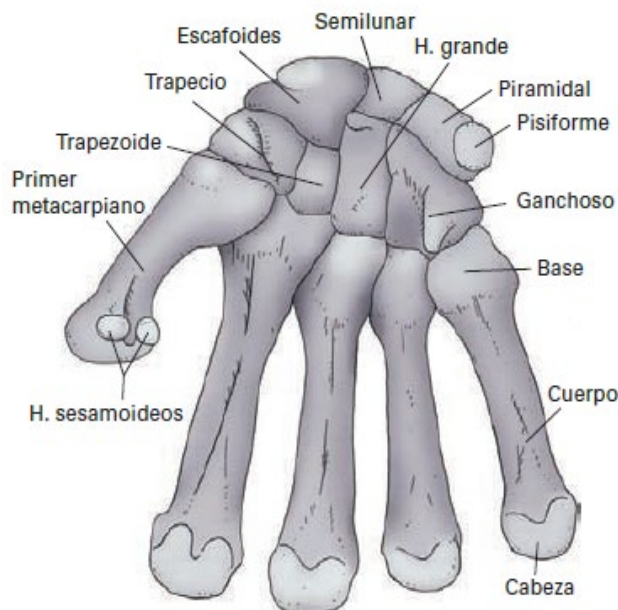
²² LEÓN Fabian; CAMACHO Jhonatan. 2008. Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones emg para prótesis de mano. [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero electrónico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

4.2 REFERENTES TEÓRICOS

4.2.1 Anatomía de la mano

4.2.1.1 Huesos de la mano²³. El sistema óseo de la mano consta de tres segmentos, el carpo, el metacarpo y las falanges. Asociados a las articulaciones entre las falanges y los metacarpianos aparecen también de forma inconstante algunos huesos sesamoideos. Debido a la disposición y morfología de la mano, con frecuencia se emplean los términos distal y proximal para describir las caras posteriores e inferiores de estos huesos respectivamente. De igual modo, también se emplean los términos palmar y dorsal para describir las superficies anterior y posterior respectivamente.

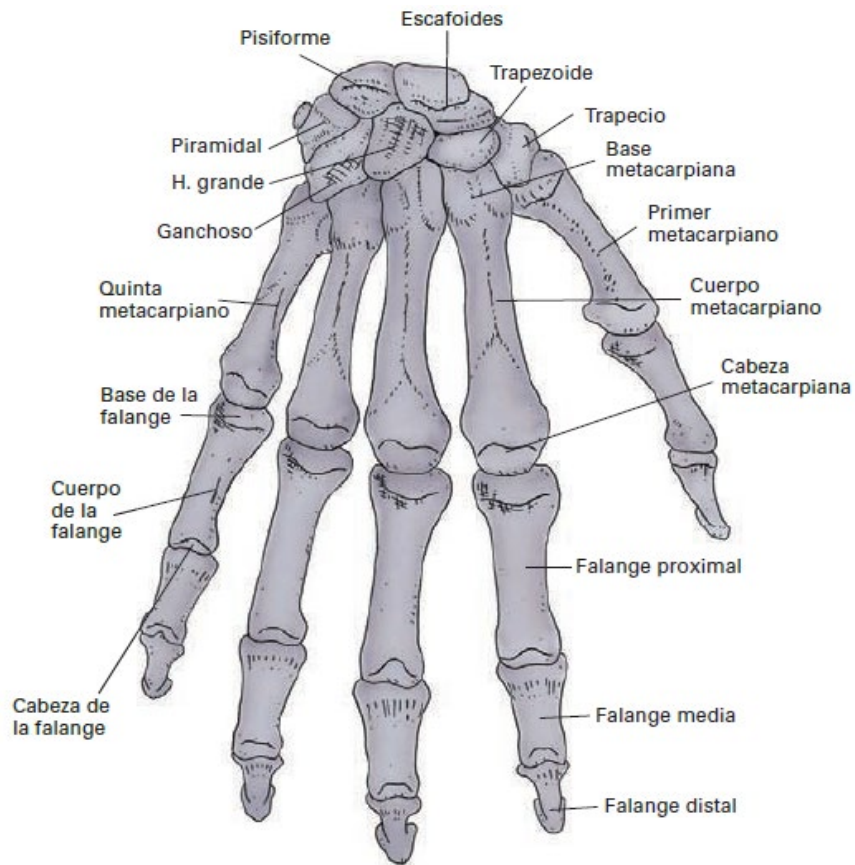
Figura 4. Esqueleto del carpo y del metacarpo, visión palmar.



Fuente: GARCÍA-PORRERO, Juan. HURLÉ, Juan. Anatomía humana. Interamericana: McGRAW-HILL. 2005., pág. 177.

²³ GARCÍA-PORRERO, Juan. HURLÉ, Juan. Anatomía humana. Interamericana: McGRAW-HILL. 2005., pág. 176, 177.

Figura 5. Esqueleto de la mano y de los dedos visión dorsal.



Fuente: GARCÍA-PORRERO, Juan. HURLÉ, Juan. Anatomía humana. Interamericana: McGRAW-HILL. 2005., pág. 177.

4.2.1.2 Falanges ²⁴. Forman el esqueleto óseo de los dedos. El primer dedo posee dos falanges y los otros cuatro dedos, tres. A pesar de poseer el mismo patrón de falanges, los cuatro dedos difieren entre sí por su tamaño, y el caso de los dedos índice y anular las diferencias de tamaño están ligadas al sexo; es mayor el anular en los varones y el índice en las mujeres. En cada dedo las falanges se designan como proximal, media y distal. Todas tienen la estructura general de los huesos largos, aunque son muy cortas. Poseen un cuerpo y dos extremidades, la proximal o base, y la distal o cabeza.

- **Falange proximal.** El cuerpo es de contorno semicilíndrico. En la base poseen una superficie articular para la cabeza de los metacarpianos. En el primer dedo existen, además, en la cara anterior de la base, un par de pequeñas superficies para los huesos sesamoideos. En la cabeza se encuentra una superficie articular en forma de polea, la tróclea, para la base de la falange media.
- **Falange media.** El cuerpo y la cabeza son iguales al de la falange proximal. En la base posee una superficie articular que se acopla a la tróclea de la cabeza de la falange proximal.
- **Falange distal.** La única diferencia significativa con la falange media, además de su menor tamaño, es que en la cabeza la superficie articular es sustituida por una eminencia ósea en forma de herradura.

4.2.1.3 Sistema muscular²⁵. Acción principal de un músculo:

- Flexor: disminuye el ángulo de la articulación.
- Extensor: aumenta el ángulo de la articulación.
- Abductor: separa un hueso de la línea media.
- Aductor: acerca un hueso a la línea media.
- Elevador: produce un movimiento hacia arriba.
- Depresor: produce un movimiento hacia abajo.

²⁴ *Ibíd.*, p. 181.

²⁵ LOIS GUERRA. *Óp. Cit.*, p. 29.

- Supinador: vuelve la palma de la mano hacia arriba.
- Pronador: vuelve la palma de la mano hacia abajo.
- Esfínter: reduce el tamaño de un orificio.
- Tensor: aumenta la rigidez de una parte del cuerpo.
- Rotador: mueve un hueso alrededor de su eje longitudinal.

La acción e inervación de los músculos se muestran en el siguiente cuadro.

Cuadro 1. Grupos musculares, acción e inervación.

Músculos	Acción	Inervación
Muñeca, mano y dedos		
Palmar mayor	Flexión y abducción de la muñeca	Nervio mediano
Palmar menor	Flexión de la muñeca	Nervio mediano
Cubital anterior	Flexión y aducción de la muñeca	Nervio cubital
Flexor común superficial de los dedos	Flexión de la falange media de cada dedo	Nervio mediano
Flexor común profundo de los dedos	Flexiona la falange distal de cada dedo	Nervios medianos y cubital
Flexor largo propio del pulgar	Flexiona el pulgar	Nervio mediano
Primer radial externo	Extiende y abduce la muñeca	Nervio radial
Segundo radial externo	Extiende y abduce la muñeca	Nervio radial
Extensor común de los dedos	Extiende las falanges	Nervio radial
Extensor propio del meñique	Extiende el dedo meñique	Ramo profundo del nervio radial
Cubital posterior	Extiende y abduce la muñeca	Ramo profundo del nervio radial
Abductor largo del pulgar	Extiende el dedo pulgar, abducción de la muñeca	Ramo profundo del nervio radial
Extensor corto del pulgar	Extiende el dedo pulgar, abducción de la muñeca	Ramo profundo del nervio radial
Extensor largo del pulgar	Extiende el dedo pulgar, abducción de la muñeca	Ramo profundo del nervio radial
Extensor propio del índice	Extiende el dedo índice	Ramo profundo del nervio radial
Abductor corto del pulgar	Abduce el pulgar	Nervio mediano
Oponente del pulgar	Desplaza el pulgar a través de la palma para oponerlo al dedo meñique (oposición)	Nervio mediano

Flexor corto del pulgar	Flexiona y abduce el pulgar	Nervio mediano y cubital
Aductor del pulgar	Aduce el pulgar	Nervio cubital
Palmar cutáneo	Lleva la piel hacia la parte media de la palma, cuando se cierra el puño	Nervio cubital
Abductor del meñique	Abduce el meñique	Nervio cubital
Flexor corto del meñique	Flexiona el meñique	Nervio cubital
Oponente del meñique en dirección al pulgar	Lleva el meñique a través de la palma	Nervio cubital
Lumbricales	Extiende las articulaciones interfalángicas y flexiona las MCF	Nervio mediano y cubital
Interóseos dorsales	Abduce los dedos a partir del dedo medio, flexiona las articulaciones MCF y extiende las articulaciones IF	Nervio cubital
Interóseos palmares	Abduce los dedos hacia el dedo medio, flexiona las articulaciones MCF y extiende las articulaciones IF	Nervio cubital

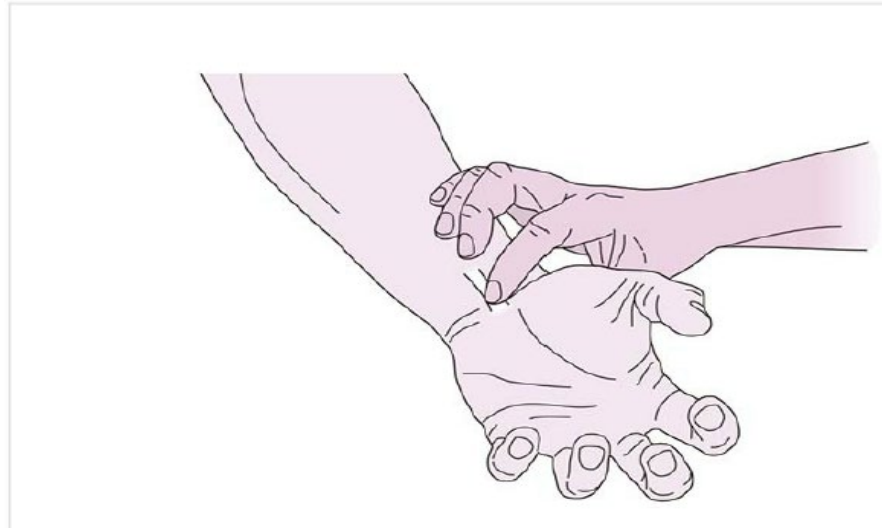
MCF = metacarpofalángicas; IF = interfalángicas; MTF = metatarsofalángicas.

Fuente: LOIS GUERRA, Juan. Manual de fisioterapia. 2 ed. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2018, p. 33 - 35.

- **Músculo flexor superficial de los dedos**²⁶. Sus tendones discurren en posición cubital inmediata al músculo flexor radial del carpo. Para encontrar los tendones con más facilidad, se coloca la mano con el lado dorsal hacia abajo sobre la mesa y se mueven los dedos en flexión.

²⁶ HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 459.

Figura 6. Palpación del tendón del flexor superficial de los dedos.



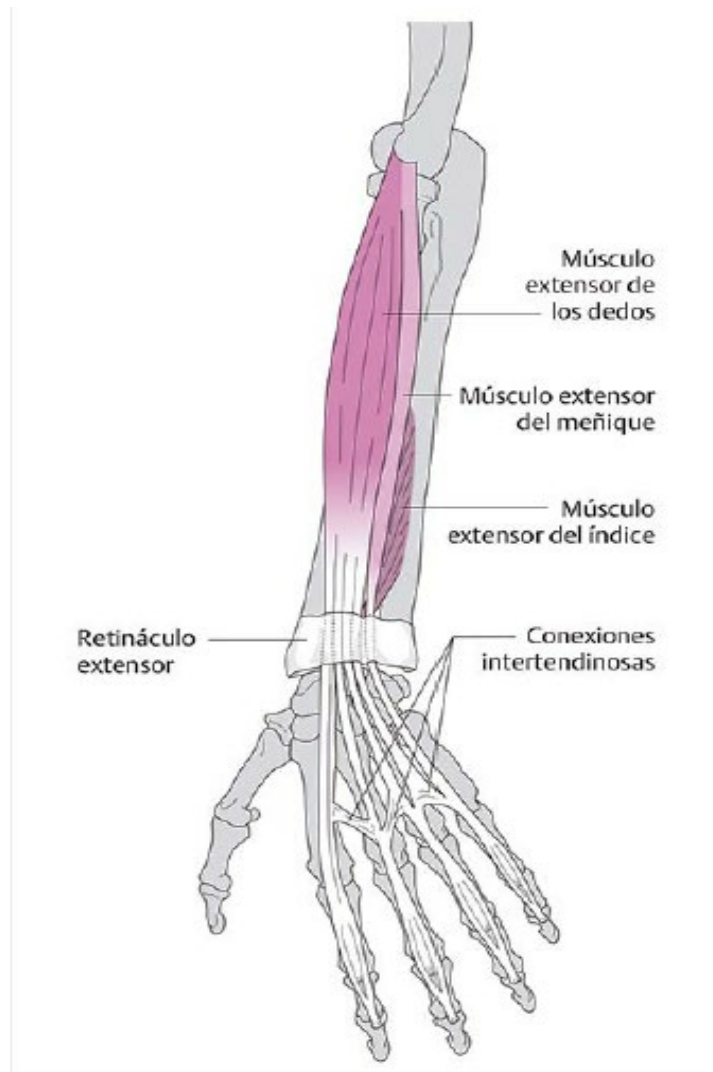
Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 459.

- **Músculo flexor profundo de los dedos** ²⁷. Los tendones del músculo flexor profundo de los dedos se localizan en un plano más profundo respecto de los del flexor superficial de los dedos y es muy difícil diferenciarlos de ellos. Puesto que el músculo profundo flexiona las articulaciones interfalángicas distales (IFD) mientras que el superficial flexiona las articulaciones interfalángicas proximales (IFP), es posible diferenciarlos si se tensan las articulaciones distales en flexión.

²⁷ *Ibíd.*, p. 459, 460.

- **Músculos del dedo: extensores²⁸.**

Figura 7. Extensores de los dedos.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 541.

- **Músculo extensor de los dedos²⁹**

- ✓ Tiene cuatro tendones, uno para cada dedo.

²⁸ Ibid., p.540.

²⁹ Ibid., p. 541,542.

- ✓ Discurren por el cuarto comportamiento tendinoso.
- ✓ Proximal a las articulaciones MCF, los tendones se conectan mediante bandas fibrosas transversales llamadas conexiones intertendinosas que limitan los movimientos de los dedos individuales.
- ✓ En su parte distal, cada tendón se divide en tres partes: una banda central de fibras que se extiende hasta la base de la falange media. Distal a las articulaciones MCF se emiten dos ramas laterales que proyectan fibras a los ligamentos colaterales al nivel de las articulaciones IFP y se insertan en la base de la falange distal.
- ✓ Forman la aponeurosis dorsal, que se conecta con la capsula de las articulaciones MCF.

Funciones

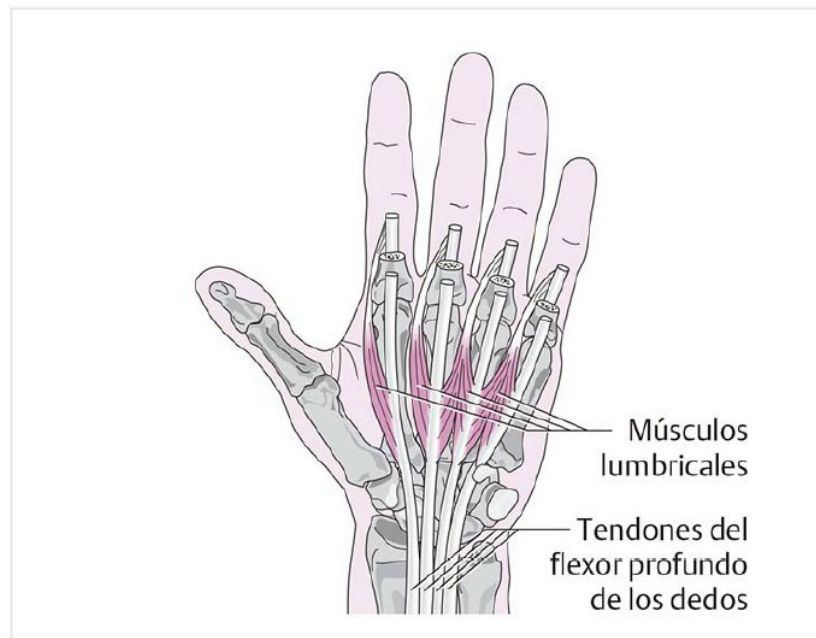
- ✓ Extiende todas las articulaciones de los dedos y el principal efecto se produce en las articulaciones MCF por la conexión de la aponeurosis dorsal con la capsula y la falange proximal. El músculo extensor de los dedos tracciona la aponeurosis dorsal en dirección proximal, lo que hace posible que los músculos lumbricales e interóseos extiendan los dedos. Cuando se relaja, la aponeurosis se mueve en dirección distal y los músculos intrínsecos pueden flexionar la articulación MCF.
 - ✓ Produce dorsiflexión de la mano.
 - ✓ Ayuda a la abducción cubital.
- Músculo extensor del índice³⁰
 - ✓ Este músculo también pasa por el cuarto comportamiento tendinoso.
 - ✓ Al nivel de la articulación media carpiana se extiende a la aponeurosis dorsal del dedo índice desde el lado cubital y se une con el tendón del músculo extensor de los dedos.

³⁰ *Ibíd.*, p. 542, 543.

Funciones

- ✓ Extensión aislada del dedo índice.
 - ✓ Dorsiflexión de la mano.
 - ✓ Contribuye a la abducción radial.
-
- Músculos lumbricales³¹

Figura 8. Músculos lumbricales (vista palmar).



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 543.

- ✓ El primero y el segundo músculo lumbricales surgen del borde radial del tendón del músculo flexor profundo de los dedos. El tercero y cuarto músculo lumbricales a menudo son peniformes y se originan en los bordes cubital y radial de los tendones flexores.

³¹ Ibíd., p. 543, 544.

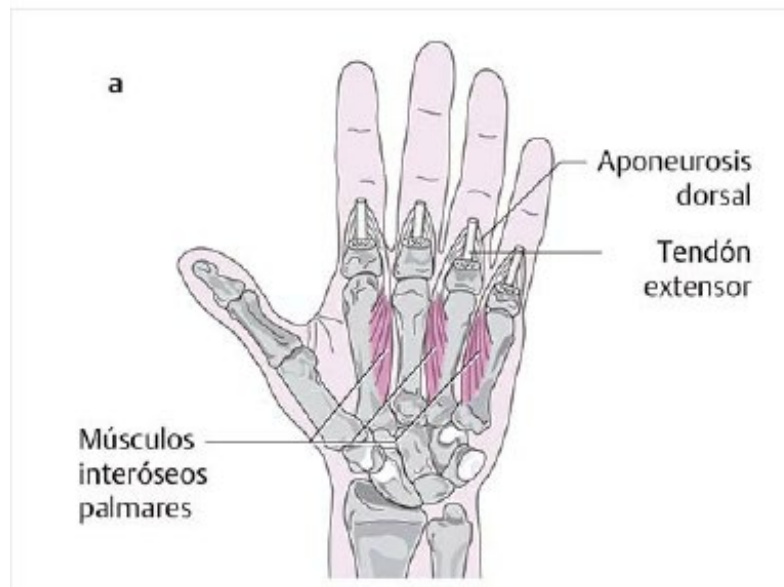
- ✓ Se insertan en el borde radial de la capsula de la articulación MCF y con una banda del tendón largo, la parte oblicua, en la zona radial de la aponeurosis dorsal de cada uno de los cuatro dedos.

Función

Debido a la conexión con las bandas radiales de la aponeurosis radial, su función principal es la extensión de las articulaciones interfalángicas. También producen una fuerza mínima para la flexión de las articulaciones MCF, que también estabilizan.

- **Músculos interóseos palmares**³²

Figura 9. **Músculos interóseos palmares (vista palmar).**



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 545.

- ✓ El primer músculo interóseo palmar se origina en el lado cubital del segundo hueso metacarpiano y el segundo y el tercer músculo parten del lado radial

³² *Ibíd.*, p. 544-546.

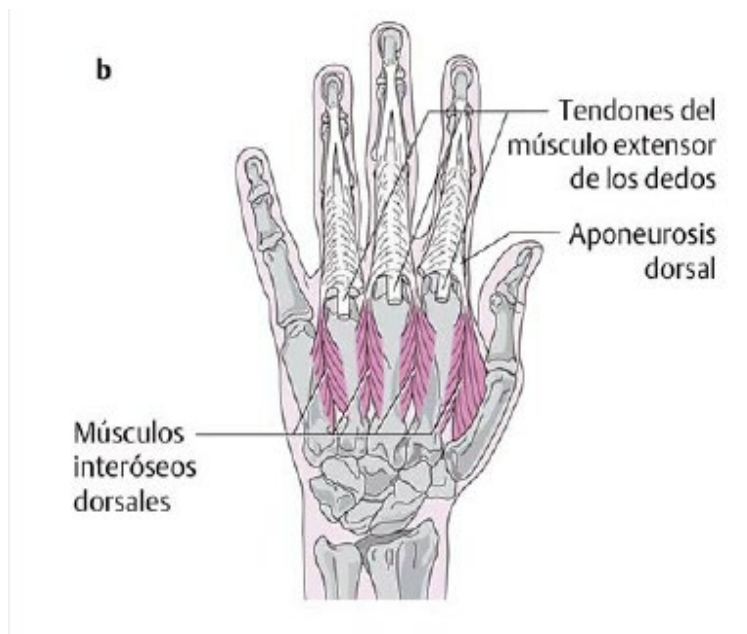
del cuarto y quinto metacarpianos. Se extienden con tendones largos como bandas interóseas en la aponeurosis dorsal de los dedos índice, medio y anular. Una pequeña rama de cada músculo interóseo se extiende a la capsula de la articulación MCF y a la base de la falange proximal del mismo dedo.

- ✓ Los interóseos palmares se encuentran entre los huesos metacarpianos en un plano más profundo.

Función: Abducción del dedo, flexión de la falange proximal y extensión en las articulaciones interfalángicas.

- **Músculos interóseos dorsales**³³

Figura 10. Músculos interóseos dorsales (vista dorsal).



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 545.

- ✓ Consisten en cuatro músculos, cada uno con dos cabezas.

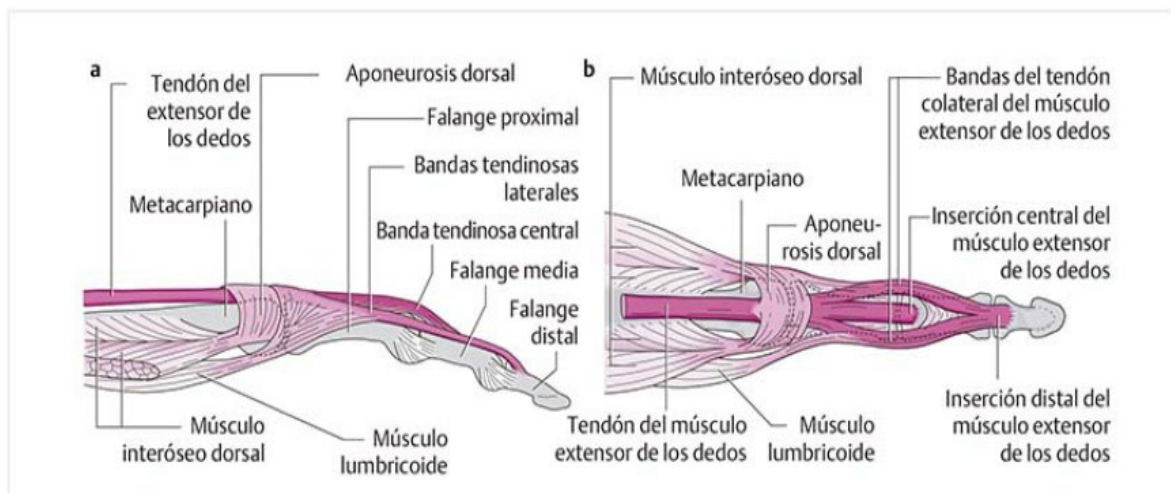
³³ Ibíd., p. 546.

- ✓ Se originan con dos cabezas de las superficies laterales opuestas de los huesos metacarpianos y se extienden con bandas tendinosas largas hacia la banda lateral de la aponeurosis dorsal correspondiente.
- ✓ En su trayecto a la palma, la arteria radial pasa por el espacio entre las dos cabezas del primer músculo interósea dorsal.

Función: Abducción del dedo. Produce flexión de la falange proximal porque discurren por la parte palmar al eje de flexión, y extensión en las articulaciones interfalángicas porque se unen con la aponeurosis dorsal.

- **Aponeurosis dorsal del dedo**³⁴

Figura 11. La aponeurosis dorsal con inserciones musculares. (a) Vista radial. (b) Vista dorsal.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 546.

Los tendones de los extensores de los dedos, índice y meñique, y los interóseos y lumbricales se extienden hasta la aponeurosis dorsal. Está es una hoja o placa tendinosa (aponeurosis) que se integra con bandas fibrosas imbricadas de tejido

³⁴ Ibíd., p. 546, 547.

conectivo. Comienza en la articulación MCF y alcanza la base de la falange distal. Tiene forma triangular, ancha en la parte proximal y estrecha en la distal.

La banda central está formada por el tendón del músculo extensor del dedo. El tejido fibrocartilaginoso se incluye en la parte lateral de la aponeurosis de frente a la articulación sobre las articulaciones MCF e IFP, lo que sugiere una adaptación al aumento de las fuerzas compresivas durante la extensión. Los músculos interóseos se irradian hacia la aponeurosis desde la parte lateral y los músculos lumbricales desde la palmar. La parte oblicua está formada por bandas fibrosas con dirección oblicua que alcanzan la parte dorsal desde el músculo lumbricales. Los músculos interóseos forman bandas transversales de fibras, la parte transversal. En el lado palmar, las bandas interóseas se unen con la placa fibrocartilaginosa palmar de la articulación MCF y con el ligamento transversal profundo del metacarpo.

La parte distal de la aponeurosis consiste en las bandas tendinosas colaterales del músculo extensor de los dedos, que termina en la base de la falange distal.

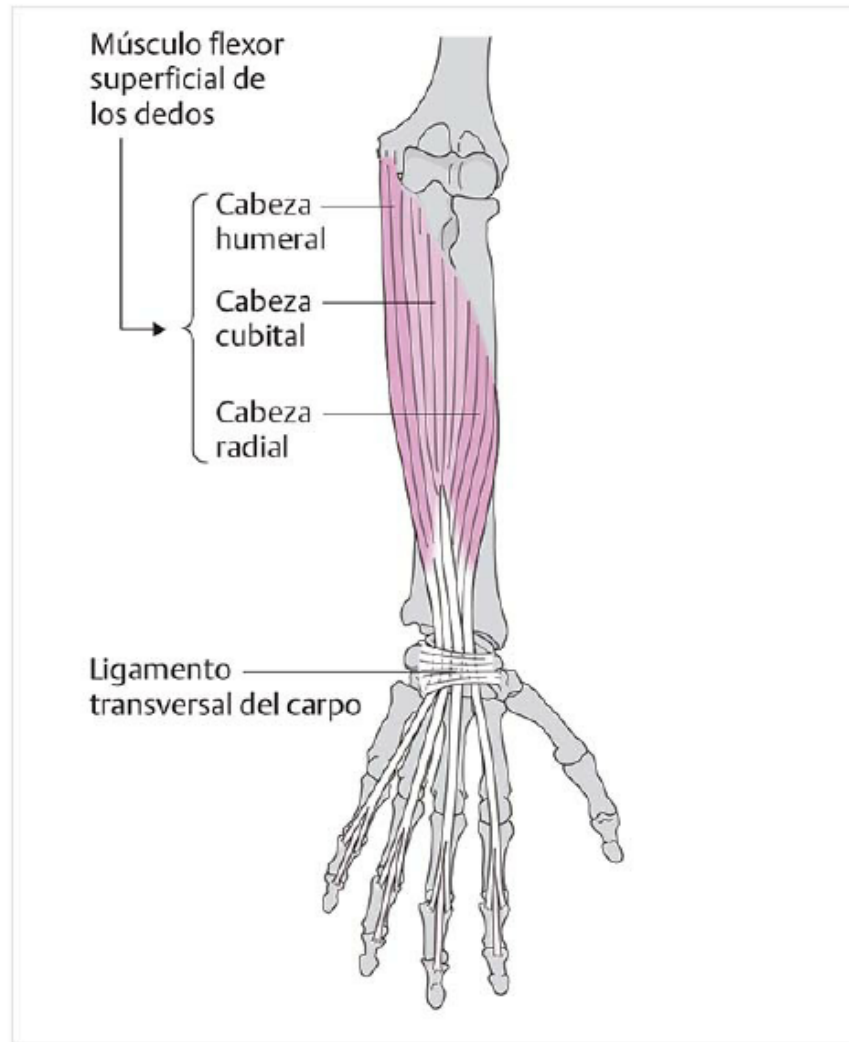
La aponeurosis dorsal es un mecanismo estabilizador importante. Las conexiones con los músculos intrínsecos y ligamentos a los lados mantienen centrados la aponeurosis y los tendones extensores. Además, la conexión con el lado palmar contribuye a la estabilidad lateral.

- **Músculos del dedo: flexores**

- ✓ Músculo flexor superficial de los dedos³⁵

³⁵ Ibíd., p. 553, 554.

Figura 12. Músculo flexor superficial de los dedos.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 553.

- ✓ Este músculo tiene dos cabezas: la cabeza humero cubital y la cabeza radial. La cabeza humero cubital se origina en el epicóndilo medial del humero, el aparato capsula-ligamentos cubital y el borde medial de la apófisis coronoides del cubito. La cabeza radial se origina en el radio, distal a la tuberosidad radial. Se extiende hasta el lado palmar de la base de la segunda a la quinta falanges medias.

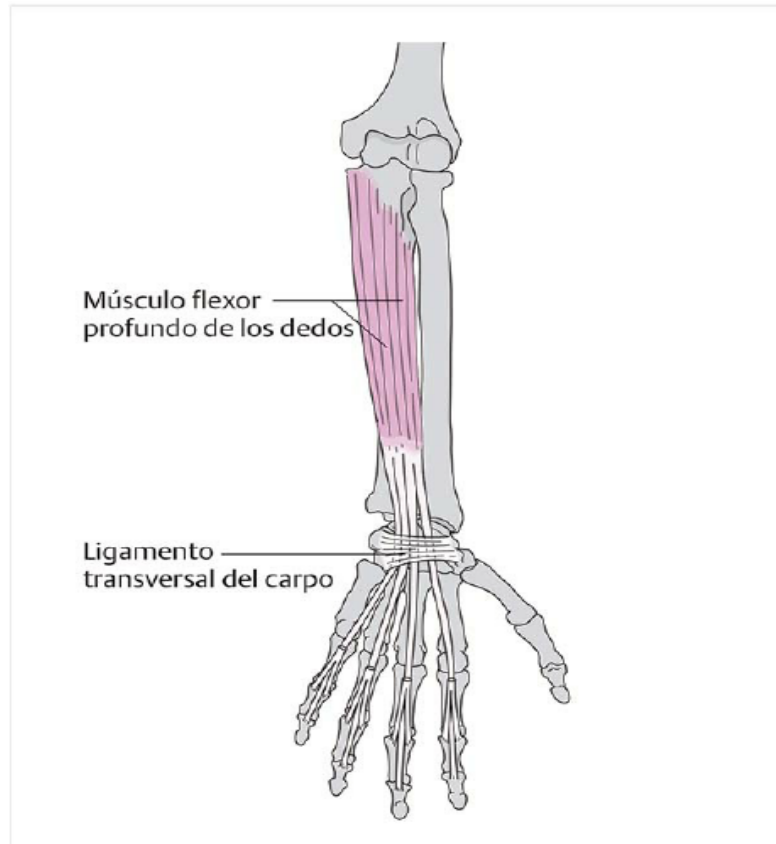
- ✓ Las cabezas humero cubital y radial forman un arco, el arco tendinoso, por el cual pasa el nervio mediano en su trayecto a las regiones distales.
- ✓ Los cuatro tendones terminales discurren dentro del túnel del carpo.
- ✓ Poco antes de la articulación IFP, cada tendón terminal se divide en dos partes, en medio de las cuales se forma una hendidura (de ahí el nombre alternativo del músculo, músculo flexor perforado de los dedos). El tendón de músculo flexor profundo de los dedos pasa por esta abertura. A continuación, las dos bandas laterales se unen y forman el tendón terminal.

Función: Flexión de las articulaciones MCF e IFP, flexión palmar de la articulación de la muñeca y flexión mínima en la articulación del codo.

- **Músculo flexor profundo de los dedos**³⁶

³⁶ Ibíd., p. 554-556.

Figura 13. Músculo flexor profundo de los dedos.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 555.

- ✓ Este músculo conecta la mitad proximal de la parte anterior del cubito y la membrana interósea con la cara palmar de la base de las falanges distales.
- ✓ Discurren en el lado cubital del antebrazo y en la parte proximal forma la capa más profunda de los músculos anteriores del antebrazo.
- ✓ Se extiende con sus cuatro tendones terminales a través del túnel del carpo y se encuentra justo sobre el aparato capsula-ligamento de los huesos del carpo.
- ✓ Al nivel de las falanges proximales, sus tendones perforan el músculo flexor superficial de los dedos (de ahí su nombre alternativo de músculo flexor perforante de los dedos).

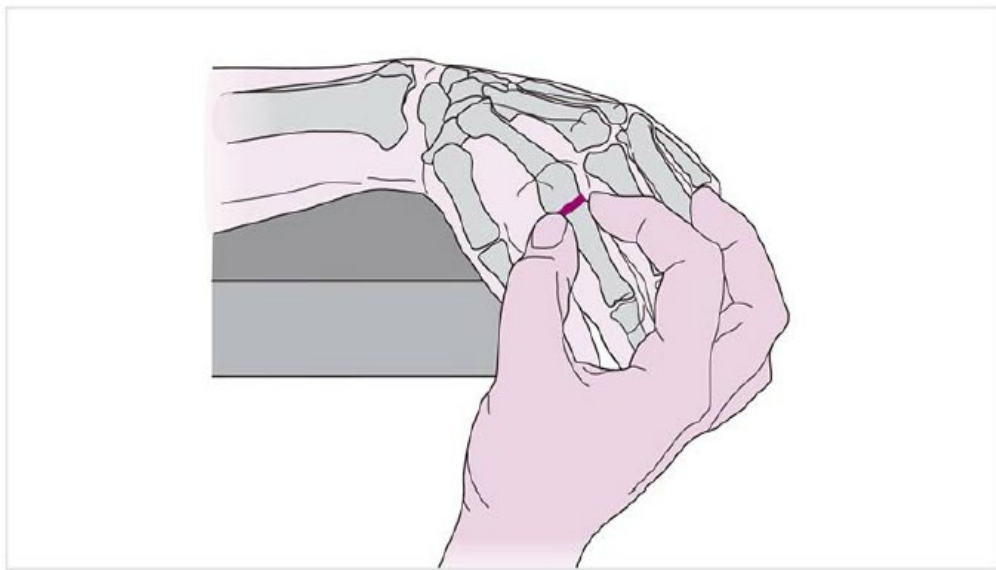
Función

Flexión de todas las articulaciones de los dedos y flexión palmar en la articulación de la muñeca. La parte cubital del tendón produce abducción cubital.

4.2.1.4 Articulaciones

- **Articulaciones metacarpofalángicas**^{37 38}

Figura 14. Palpación de la segunda articulación.



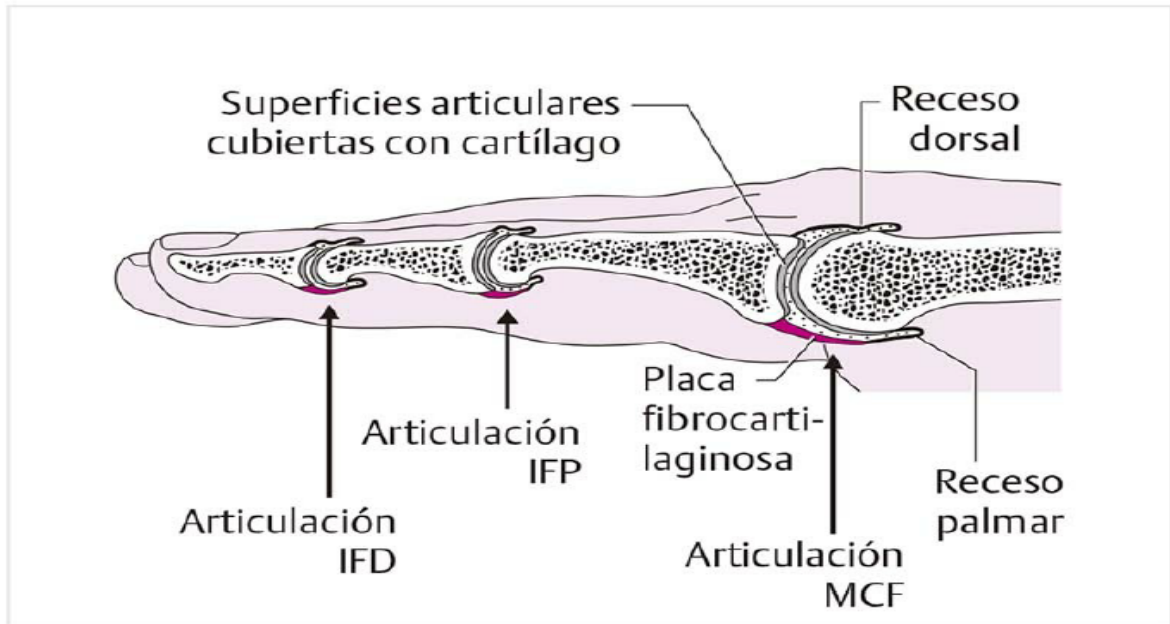
Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 464.

Mientras se mueve de manera pasiva el dedo en flexión, es posible palpar el espacio articular de cada dedo a ambos lados del tendón extensor, a 1 cm distal de la punta proximal de la falange.

³⁷ *Ibíd.*, p. 464.

³⁸ *Ibíd.*, p. 477, 478.

Figura 15. Cápsulas articulares de las articulaciones de los dedos IFD, interfalángicas distal; MCF, metacarpo falángico; IFP, interfalángica proximal.



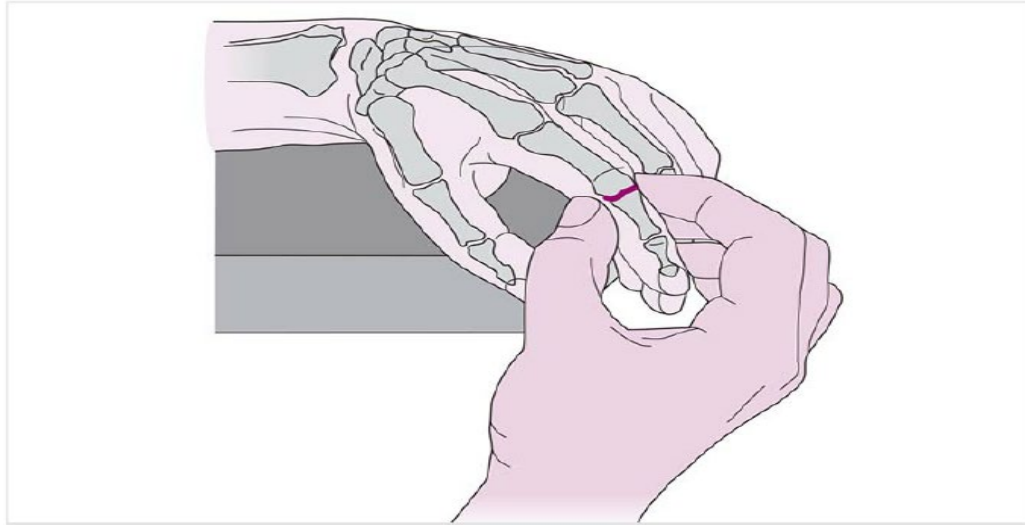
Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 477.

En las articulaciones MCF, la capsula articular forma el receso dorsal y palmar. En el lado palmar, estos recesos son más largos porque la placa fibrocartilaginosa palmar esta incrustada. Aquí y en la conexión con la base de la falange, la capsula tiene un reforzamiento ligamentoso, el ligamento palmar. También hay pequeñas evaginaciones en los lados radial y cubital de las articulaciones.

Las inserciones de la capsula para cada articulación se hallan en el borde osteocartilaginoso o en la punta de la placa fibrocartilaginosa palmar. En la parte dorsal, unas cuantas fibras de la aponeurosis dorsal se extienden hasta la capsula articular.

- **Articulaciones interfalángicas**^{39 40}

Figura 16. Palpación de la segunda articulación interfalángica proximal.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 465

En el lado dorsal es posible palpar las articulaciones proximales (IFP) y las distales (IFD) junto a los tendones extensores durante la flexión y extensión pasivas del dedo.

En las articulaciones IFP, la cápsula articular forma recesos en ambos lados, dorsal y palmar, que llegan hasta 8 mm en la parte proximal. En las articulaciones IFD existe un receso dorsal con una extensión de unos 6 mm, mientras que, en el receso palmar, la placa fibrocartilaginosa palmar esta incrustada en la cápsula.

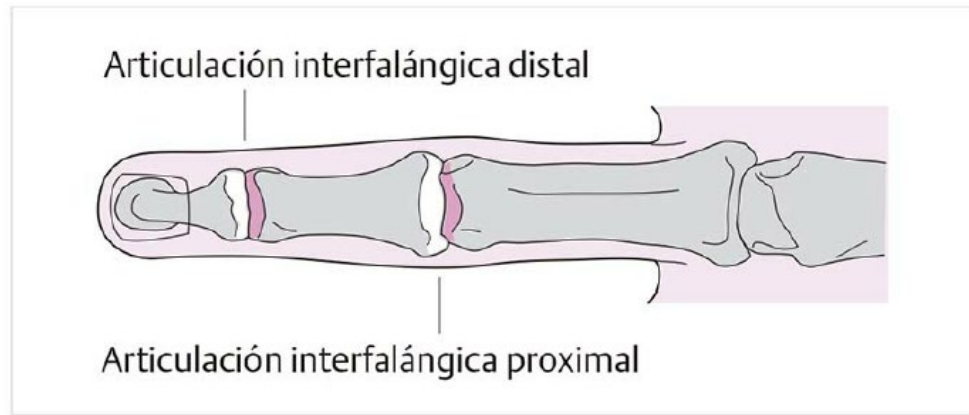
Las inserciones de la capsula en cada una de las articulaciones se ubican en el borde osteocartilaginoso o en la punta de la placa fibrocartilaginosa palmar (Figura 15).

³⁹ *Ibíd.*, p. 464, 465.

⁴⁰ *Ibíd.*, p. 478.

- **Articulaciones interfalángicas proximal y distal**⁴¹

Figura 17. Articulaciones interfalángicas, proximal y distal.

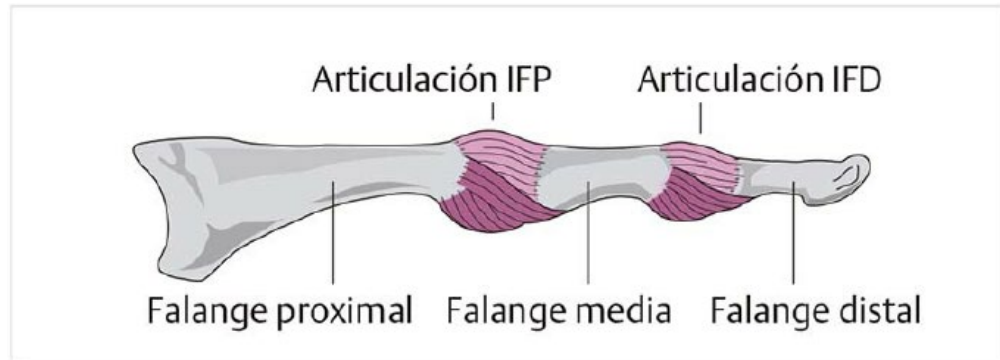


Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 535.

- ✓ Estas son articulaciones de bisagra.
- ✓ Superficies articulares:
 - Cóncava: la base de la falange media y distal de cada dedo tiene una pequeña cresta en la mitad de la superficie articular cóncava que se corresponde con una hendidura en su contraparte; esto aumenta la estabilidad lateral. Como en las articulaciones MCF, la superficie articular se incrementa por una pequeña placa fibrocartilaginosa.
 - Convexa: las cabezas de las falanges proximal y media son convexas con una hendidura en el medio.
- ✓ La cápsula articular es comparable a la de las articulaciones MCF.
- ✓ Los ligamentos colaterales se tensan en extensión y flexión máxima debido a su trayecto de la cabeza a la base y de la cabeza a la placa fibrocartilaginosa.

⁴¹ Ibíd., p. 534, 536.

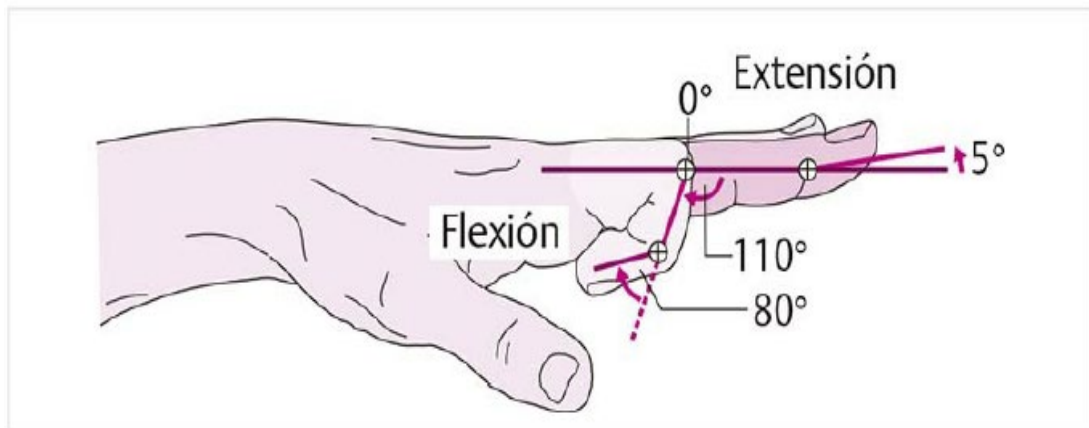
Figura 18. Ligamentos de las articulaciones interfalángicas proximal y articulaciones interfalángicas distales. IFD, interfalángicas distal; IFP, interfalángica proximal.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 535.

✓ Ejes y movimientos: flexión/extensión (figura 19).

Figura 19. Flexión y extensión activa en las articulaciones interfalángicas proximales y las articulaciones interfalángicas distales.



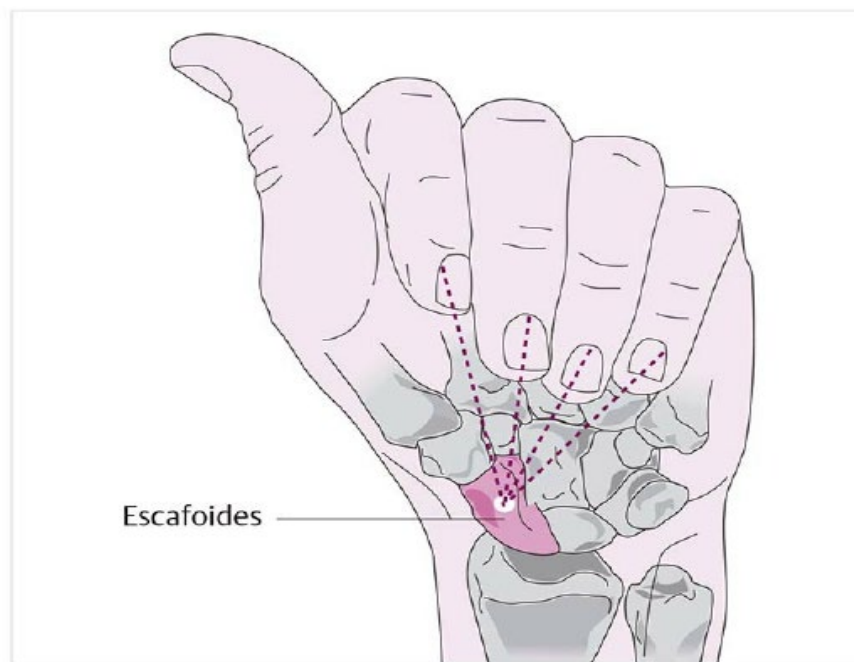
Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 535.

IFP: 110°/0° desde la posición neutral.

IFD: 70-80°/5° desde la posición neutral (extensión pasiva: 30°)

- ✓ El eje de cada articulación se encuentra en la pareja articular proximal.
- ✓ La vista palmar de la mano con las articulaciones MCF e IFP flexionadas muestra que las puntas de los dedos meñique y anular apuntan más o menos en dirección radial oblicua. La dirección de la punta de los dedos señala al hueso escafoides; en esta relación participa en los movimientos efectuados en la posición (figura 20).

Figura 20. Orientación de los dedos hacia el hueso escafoides durante la flexión.



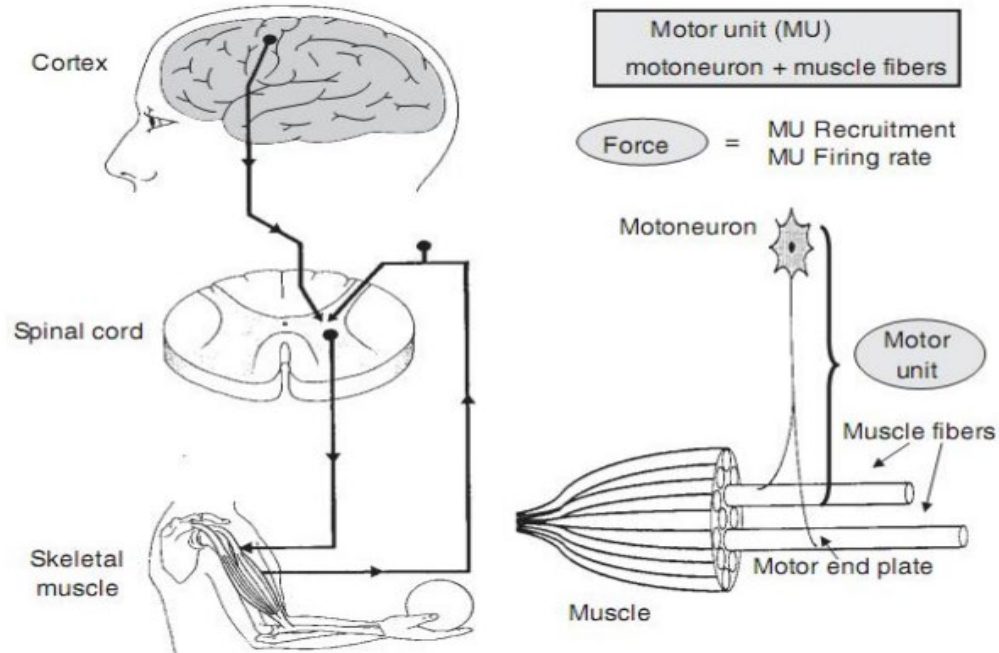
Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 537.

4.2.1.5 Sistema nervioso⁴². El sistema nervioso es el encargado de mandar impulsos eléctricos desde el cerebro hasta el resto del cuerpo. La unidad básica del sistema nervioso es la neurona, una célula especializada en recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción, los cuales viajan a través de las membranas celulares y forman el principal medio de comunicación entre tejidos y células dentro del cuerpo humano [5]. El sistema nervioso también es el responsable de controlar al sistema motor, el cual está formado por la espina dorsal, el sistema esquelético y los músculos. Existe un tipo de neuronas especializadas que conforman el sistema motor humano y reciben el nombre de motoneuronas. Las motoneuronas son las encargadas de mandar y recibir impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares [6]. En el músculo es posible distinguir entre 2 unidades fundamentales: la unidad anatómica y la unidad funcional. La primera es la llamada fibra muscular, mientras que la segunda, recibe el nombre de unidad motora. La unidad motora (UM) [6] es un grupo de fibras musculares que reciben estímulos eléctricos (inervación) por una sola neurona motora figura 21.

Realizar un simple movimiento requiere la intervención y trabajo en conjunto de muchas neuronas. El proceso es como sigue: se genera la orden en el cerebro y se transmite en forma de un impulso eléctrico, este impulso viaja a través de la espina dorsal y llega hasta las motoneuronas responsables de inervar el músculo que realizará la acción estimulando las fibras musculares y produciendo así, la expansión o inhibición del músculo.

⁴² CIFUENTES GONZÁLEZ, Irving. Extracción de características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada Hilbert-Huang y redes neuronales. 2012., p.17.

Figura 21. Esquema representativo del mecanismo básico de control y de los componentes de la UM.

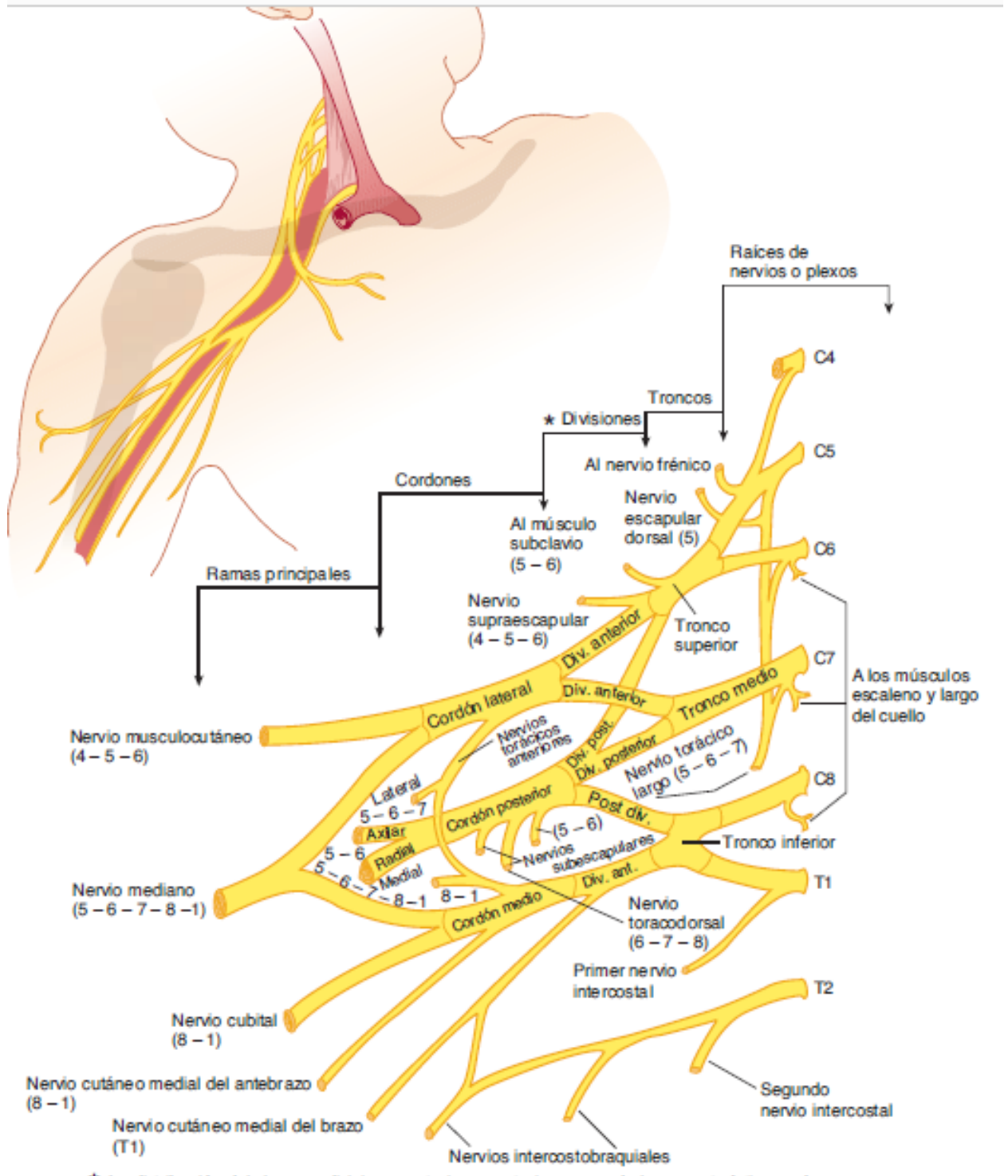


Fuente: CIFUENTES GONZÁLEZ, Irving. Extracción de características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada Hilbert-Huang y redes neuronales. 2012., p.17.

- **Nervios sensoriales**⁴³. La distribución del plexo en divisiones anterior y posterior es una de las características más significativas en la redistribución de las fibras nerviosas porque es aquí donde se separan las fibras que inervan los grupos musculares flexores y extensores de la extremidad superior. Se advierte una distribución similar en los plexos lumbar y sacro para la inervación de la musculatura de la extremidad inferior.

⁴³ WAXMAN, Stephen. Neuroanatomía clínica. México: McGraw-Hill. Interamericana editores S.A. de C.V. 2010, p. 332.

Figura 22. El plexo braquial.

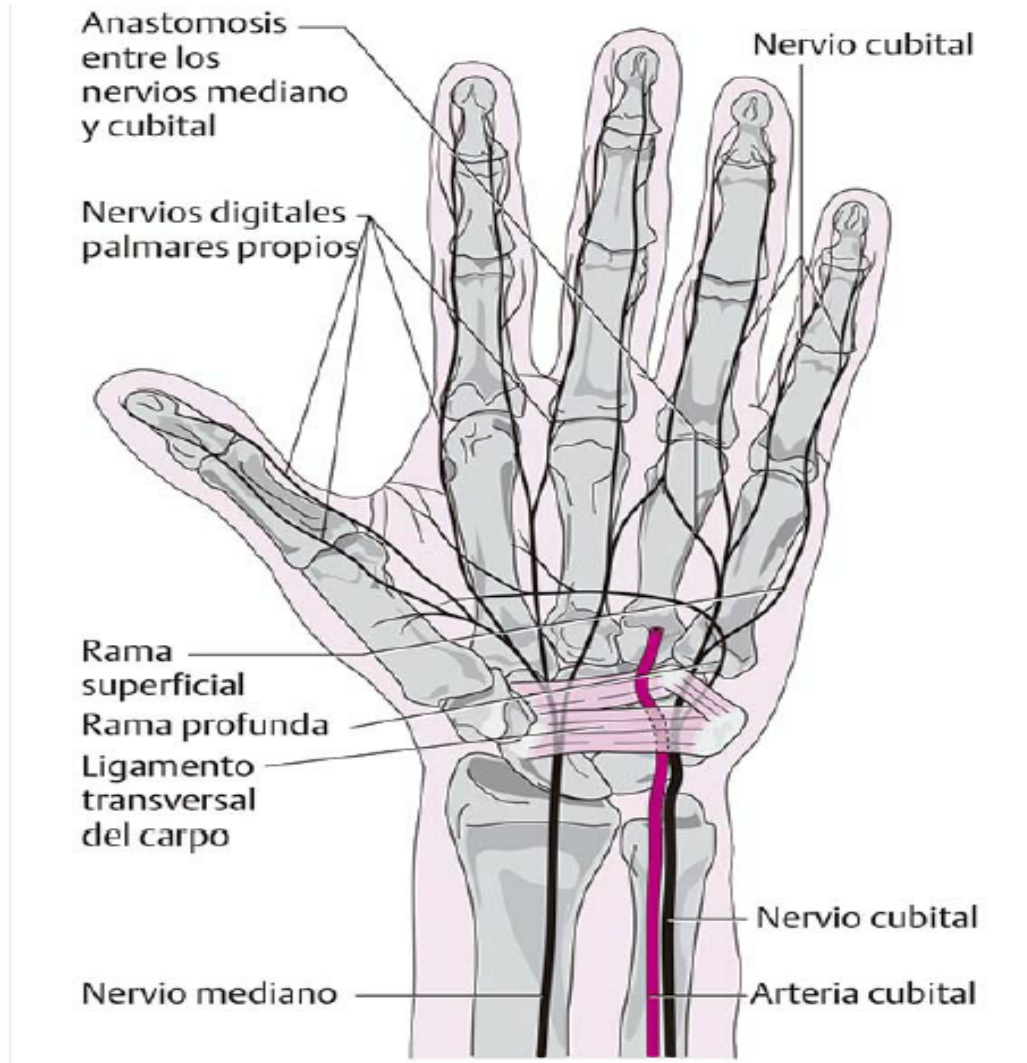


Fuente: WAXMAN, Stephen. Neuroanatomía clínica. México: McGraw-Hill.

Interamericana editores S.A. de C.V. 2010, p. 332.

- **Trayecto de los nervios en la región de la mano y la muñeca.**

Figura 23. Trayecto de los nervios en la región de la mano y la muñeca: nervio mediano y nervio cubital.



Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 569.

- **Nervio mediano⁴⁴.** Distal al músculo pronador redondo, el nervio mediano emite el nervio interóseo anterior, que inerva al músculo flexor largo del pulgar,

⁴⁴ HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 570.

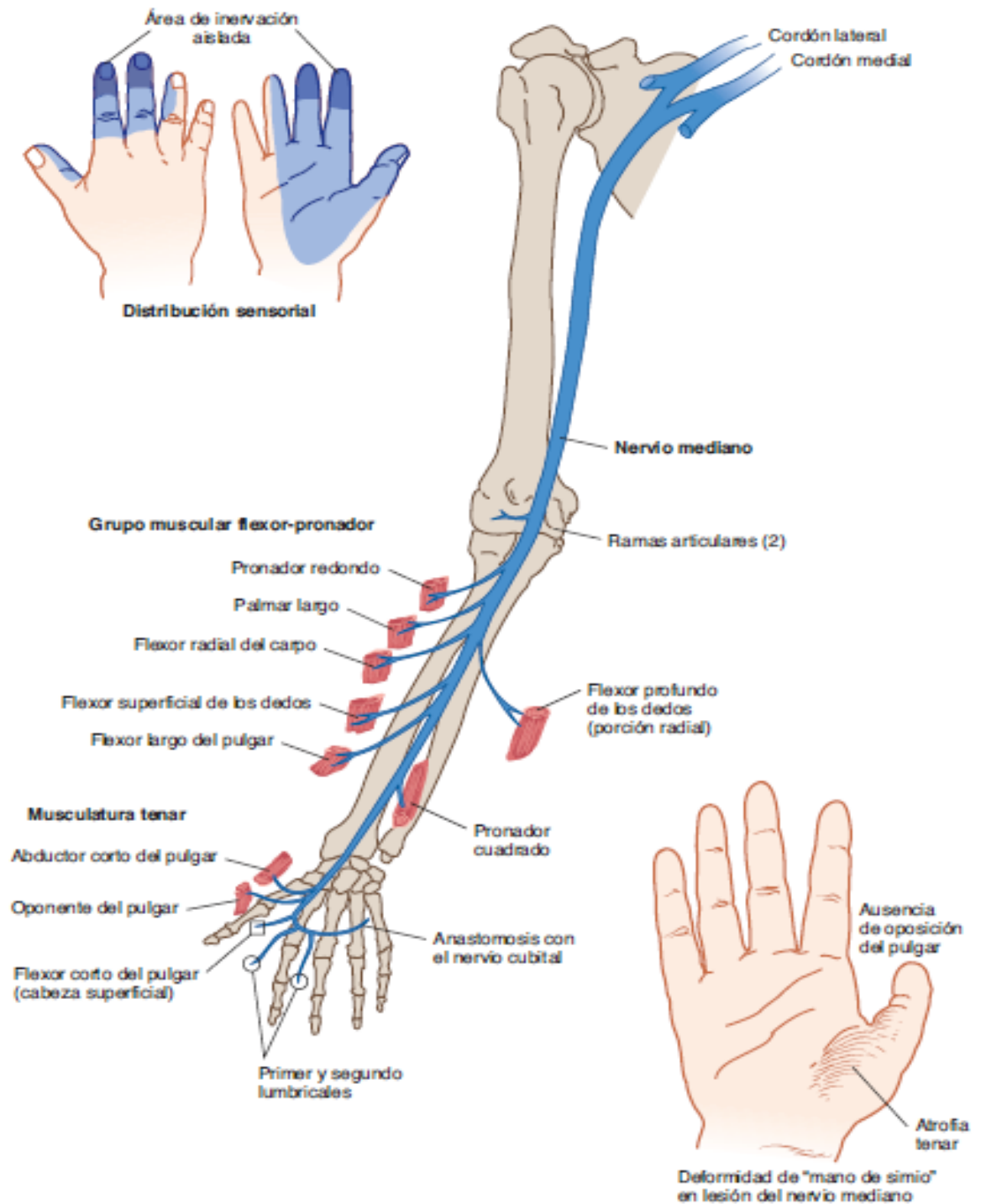
al músculo flexor profundo de los dedos (excepto la parte cubital), al músculo pronador cuadrado y la articulación de la muñeca.

En el túnel del carpo, el nervio mediano discurre en posición cubital al tendón del músculo flexor largo del pulgar y palmar a los otros tendones que pasan por el túnel.

Distal a este punto, se divide en las ramas musculares hacia la eminencia tenar para los músculos abductor corto del pulgar, flexor corto del pulgar y oponente del pulgar. También emite ramas sensitivas, los nervios digitales palmares propios, que inervan la piel de los dedos pulgar, índice y medio, así como la parte radial del dedo anular. El primero y el segundo nervios digitales palmares comunes inervan los músculos lumbricoides correspondientes.

La rama palmar sale en un punto proximal a la articulación de la muñeca, inerva la piel en la eminencia tenar y crea anastomosis con la rama palmar del nervio cubital.

Figura 24. El nervio mediano.



Fuente: WAXMAN, Stephen. Neuroanatomía clínica. México: McGraw-Hill. Interamericana editores S.A. de C.V. 2010, p. 336.

- **Nervio cubital**⁴⁵. Al llegar a la muñeca, el nervio cubital se divide en los nervios dorsales digitales para la piel del lado dorsal de los dedos anular y meñique y para el lado cubital del dedo medio hasta la articulación interfalángica proximal.

La rama sensitiva palmar del nervio cubital inerva la parte cubital de la cara palmar de la articulación de la muñeca y la parte proximal de la eminencia hipotenar.

La parte principal del nervio discurre en el lado palmar y se divide en dos ramas.

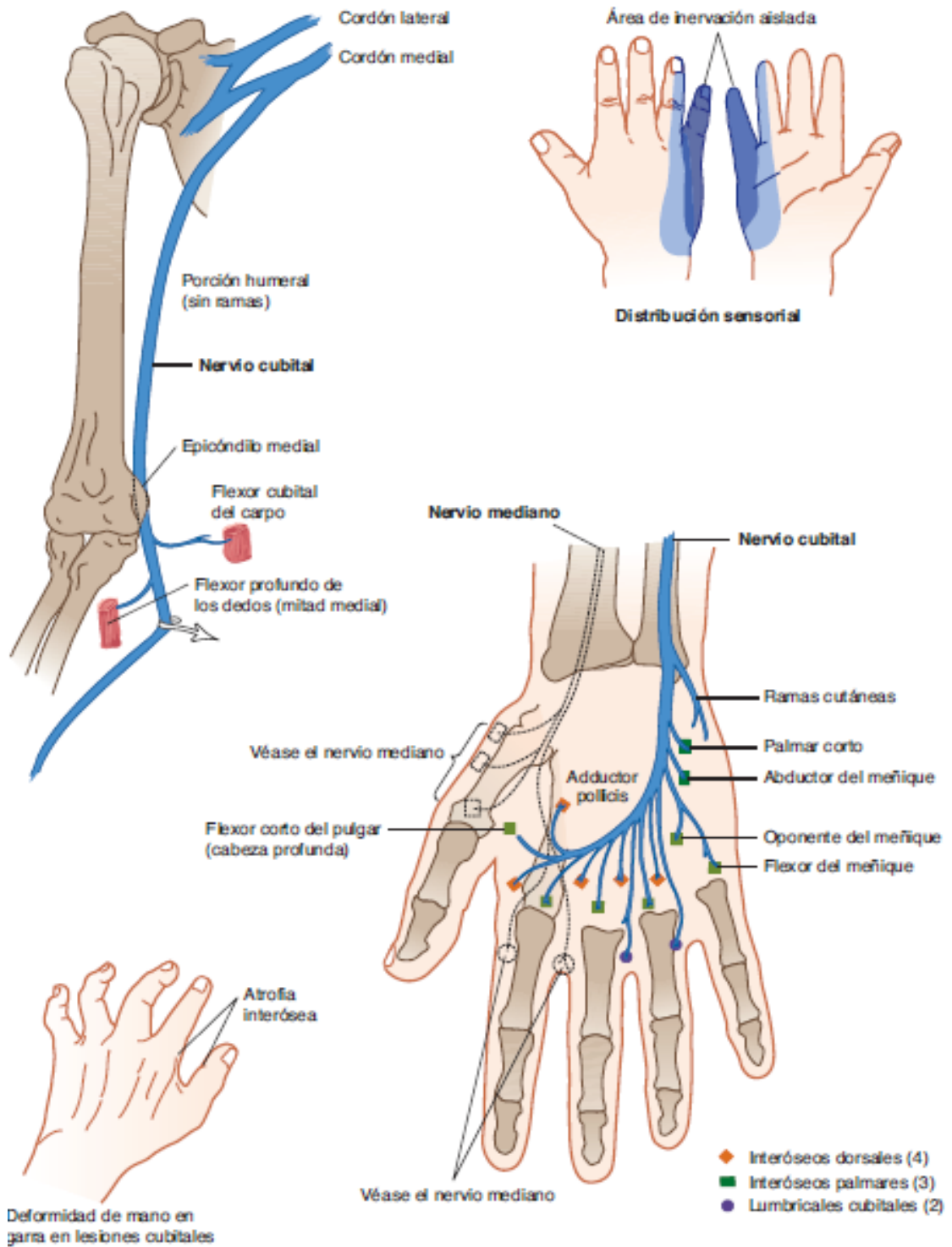
La rama superficial se sitúa en un plano superficial sobre el ligamento piso ganchoso y se extiende en el lado cubital hasta las puntas de los dedos meñique y anular. Emite una rama motora para el músculo palmar corto y luego se divide en los cuarto y quinto nervios digitales palmares comunes, nervios sensitivos que inervan el dedo meñique y el lado cubital del dedo anular como los nervios digitales palmares propios.

La rama profunda es un nervio motor puro. Se extiende entre el ligamento transversal del carpo y el ligamento piso ganchoso por el canal de Guyon y entra a la región profunda entre los músculos hipotenares, en posición cubital al gancho del hueso ganchoso. En este punto proyecta ramas musculares en dirección cubital a estos músculos.

A continuación, se extiende en dirección radial como un arco al nivel del tercio proximal del hueso metacarpiano, justo sobre los huesos metacarpianos y los músculos interóseos. Emite más ramas musculares a partir del arco, inerva los dos músculos lumbricoides cubitales, todos los músculos interóseos y, en la parte radial, el músculo aductor del pulgar y la cabeza profunda del flexor corto del pulgar.

⁴⁵ *Ibíd.*, p. 570, 571.

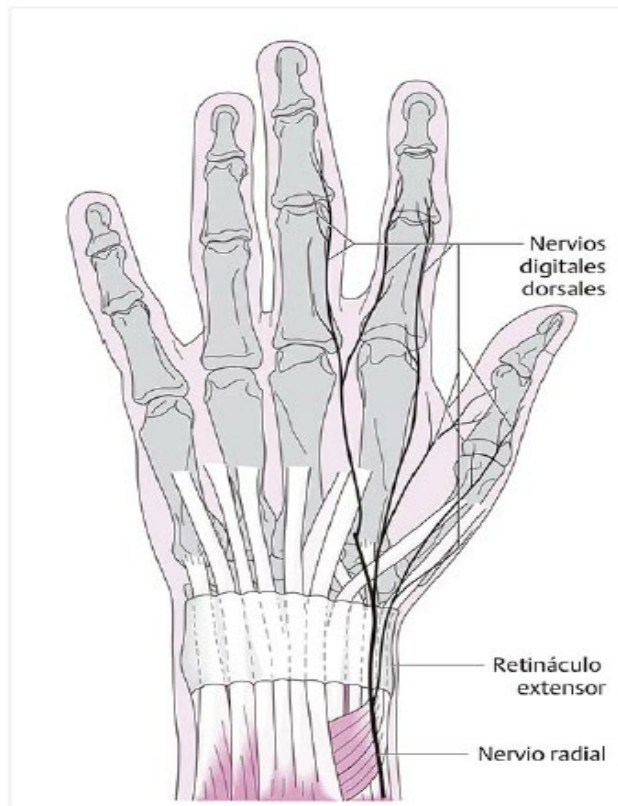
Figura 25. El nervio cubital.



Fuente: WAXMAN, Stephen. Neuroanatomía clínica. México: McGraw-Hill. Interamericana editores S.A. de C.V. 2010, p. 337.

- **Nervio radial**⁴⁶

Figura 26. Trayecto del nervio radial en la mano y la muñeca.

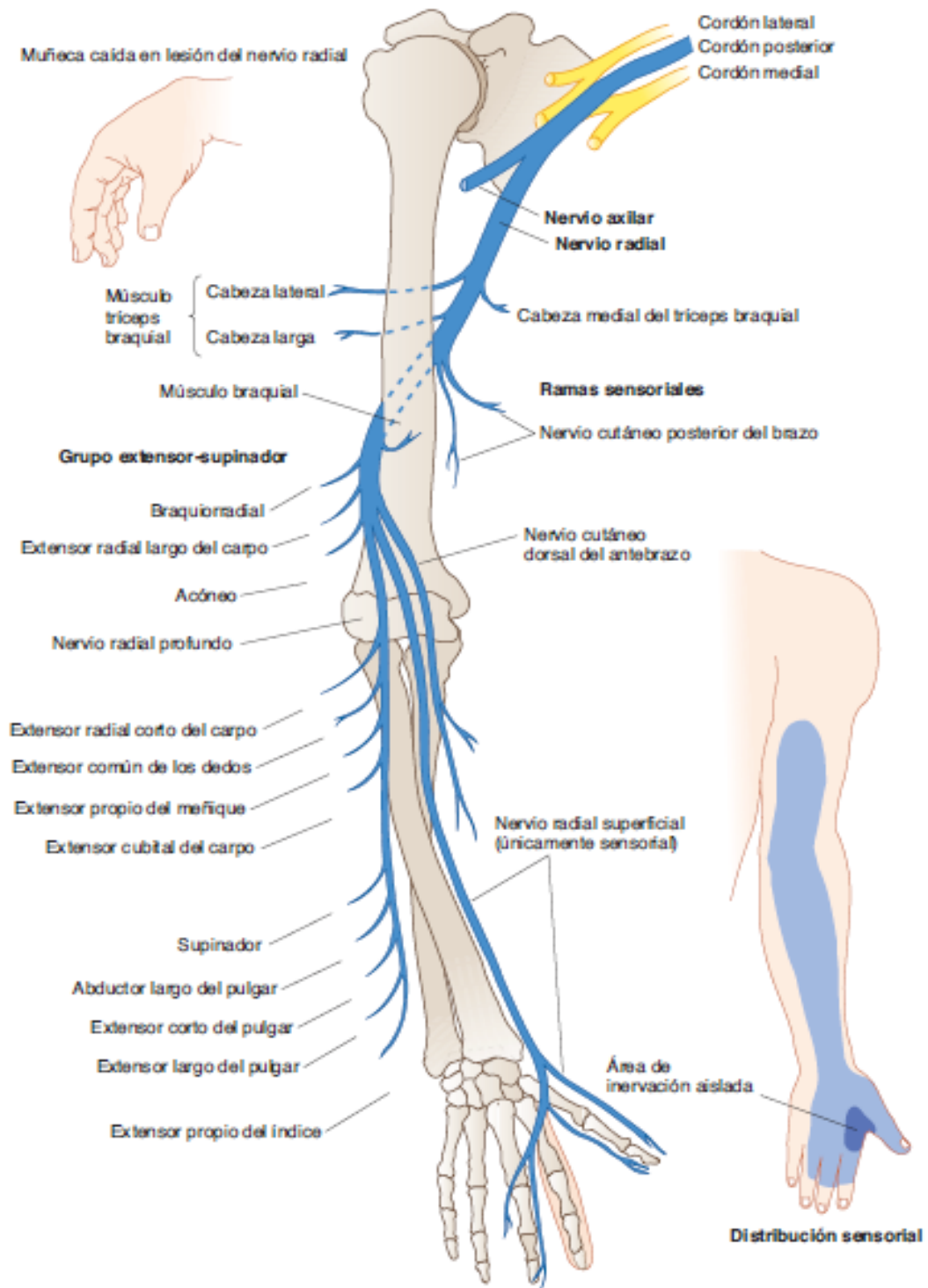


Fuente: HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017, p. 573.

La rama superficial sensitiva se extiende en dirección distal sobre el lado dorsal del antebrazo. Discurre sobre el retináculo y continúa en dirección distal a través de la tabaquera anatómica antes de dividirse en seis ramas para los dedos, los nervios digitales dorsales, que inervan la cara dorsal del pulgar hasta la parte proximal de la falange distal, y zonas de la piel dorsal de la falange proximal de los dedos índice y medio. Se une con el nervio cubital mediante una anastomosis.

⁴⁶ Ibíd., p. 571-572.

Figura 27. El nervio radial.



Fuente: WAXMAN, Stephen. Neuroanatomía clínica. México: McGraw-Hill. Interamericana editores S.A. de C.V. 2010, p. 335.

4.2.2 Prótesis⁴⁷. Es una noción que procede de la lengua griega. El termino se emplea para nombrar a la reparación artificial de un órgano, o de una porción de él, que se encuentra ausente en el cuerpo del paciente. El concepto se aplica tanto para dar nombre a la técnica de reparación como al dispositivo que permite el remplazo del órgano.

4.2.2.1 Los objetivos de la prótesis⁴⁸

- Sustituir una parte del cuerpo que haya sido perdida por amputación o que no exista a causa de agenesia (falta de desarrollo), cumpliendo las mismas funciones que la parte faltante.
- Utilizar con fines estéticos o para suplir al cuerpo de funciones de las que carece de manera natural.
- Restaurar funcionalidad perdida a causa de la amputación o de alguna malformación congénita.
- Recuperar la imagen y la autoestima.
- Reinstauración parcial del cetro de gravedad.

4.2.2.2 Prescripción del aparato protésico⁴⁹

- Características, exigencias y necesidades del paciente.
- Existen dos elementos de importancia básica que es necesario valorar ya que inciden, de forma fundamental, en el proceso de aplicación de la prótesis; la adecuación del muñón y las condiciones generales del usuario.

También es importante considerar lo siguiente:

- El estado psíquico y la motivación del paciente.

⁴⁷ PÉREZ PORTO, Julián; GARDEY, Ana. Definición de prótesis. [En línea]. 2015. Disponible en <https://definicion.de/protesis/>, Consultado el 5 de julio de 2020

⁴⁸ LOIS GUERRA, Juan. Manual de fisioterapia. 2 ed. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2018, p. 635.

⁴⁹ *Ibíd.*, p. 635.

- El tipo de amputación.
- Nivel de amputación.
- La edad del paciente.
- Equilibrio, visión, peso, estado físico.
- El ambiente en el cual vive el paciente.
- El eventual desarrollo de actividades laborales o recreativas del paciente.
- Condiciónese del muñón.

4.2.2.3 Características específicas del muñón⁵⁰

- Potencia muscular.
- Buen estado de la piel.
- Cicatriz correcta.
- Buena articulación arterial y venosa.
- Biselado correcto de los segmentos óseos.
- Ausencia de edema en el muñón.

4.2.2.4 Tipos de prótesis según su función⁵¹

- Prótesis pasivas
 - ✓ Tipo de prótesis cuya función básica es la estética o la cosmética.
 - ✓ Sirven para restablecer el aspecto exterior (imagen corporal).
 - ✓ Deben satisfacer las exigencias del paciente con respecto a la conformación, aspecto, confort y peso de la prótesis.
- Prótesis activas
 - ✓ Prótesis de brazo activada por tracción.
 - ✓ Llamadas prótesis activas de fuerza propia.

⁵⁰ *Ibíd.*, p. 635,636.

⁵¹ *Ibíd.*, p. 636.

- ✓ Utilizan sistemas de cables comandos por movimientos del muñón o de la cintura escapular (ante pulsión del hombro, abducción escapular).
- ✓ Está indicada para todos los niveles de amputación.

4.2.2.5 Tipos de prótesis según la energía que utilizan⁵²

- **Mecánicas.** Son activas de fuerza propia.
- **Hidroeléctricas.** Son las denominadas prótesis activas de fuerza ajena.
 - ✓ Control mioeléctrico, se utilizan potenciales eléctricos (micro voltios) detectables en las superficies de la piel cuando existe una contracción del músculo del muñón.
 - ✓ Estos potenciales son recogidos por electrodos, amplificados y enviados como señales de control a los elementos funcionales.
 - ✓ En la prótesis de antebrazo se colocan los electrodos de tal forma que los extensores abren la mano y los flexores cierran la mano.
 - ✓ En las prótesis de brazo los electrodos van colocados de tal modo que el tríceps abre la mano y el bíceps cierra la mano.
 - ✓ Como fuente de energía se utiliza un acumulador de 6 V (4.8 V en niños), este se incorpora en el encaje protésico.
- **Híbridas o energía mixta (fuerza propia + fuerza ajena)**
 - ✓ Combinación de sistemas de fuerza propia (corpórea) y de la fuerza ajena (extracorpórea).
 - ✓ Con mayor frecuencia son usadas por amputados transhumerales.
 - ✓ Puede utilizar un codo de control mecánico y un dispositivo terminal (garfio o mano) de control mioeléctrico o un codo controlado de manera eléctrica y un dispositivo terminal de control mecánico.

⁵² Ibíd., p. 636, 637.

4.2.3 Amputaciones adquiridas⁵³ . El termino amputación proviene del latín *amputare*, que quiere decir: recortar, acortar. Por definición la entendemos como la separación de partes del cuerpo. Supresión de uno o varios miembros, o partes de ellos a consecuencia de traumatismos, enfermedad o deficiencia congénita.

4.2.3.1 Etiología

- **Directas**

- ✓ **Inmediatas:** cuando un traumatismo externo violento destruye o separa por completo una extremidad o parte de esta.
- ✓ **Mediatas:** amputación quirúrgica como tratamiento de una enfermedad grave.

- **Indirectas**

- ✓ **Infeciosas:** resultan de un desequilibrio en la relación entre el microorganismo y el huésped (ser humano). El grado de severidad varía de acuerdo con la agresividad del microorganismo y al estado inmunitario del huésped para hacer frente a dicha infección, algunos ejemplos son: osteomielitis, enfermedad de Hansen o lepra, o gangrena.
- ✓ **Neoplasias:** son crecimiento de tejido anormales (tumor) que comienza con una célula alterada. La neoplasia puede ser benigna o maligna.
- ✓ **Enfermedades vasculares:** por ejemplos, arteriosclerosis, enfermedad de Burger, enfermedad de Raynaud e isquemia de Volkman.
- ✓ **Otros trastornos** son diabetes mellitus de carácter metabólico, malformaciones congénitas, lesiones de nervios, daño térmico y amputación estética.

⁵³ *Ibíd.*, p. 637,638.

4.2.3.2 Niveles de amputación⁵⁴

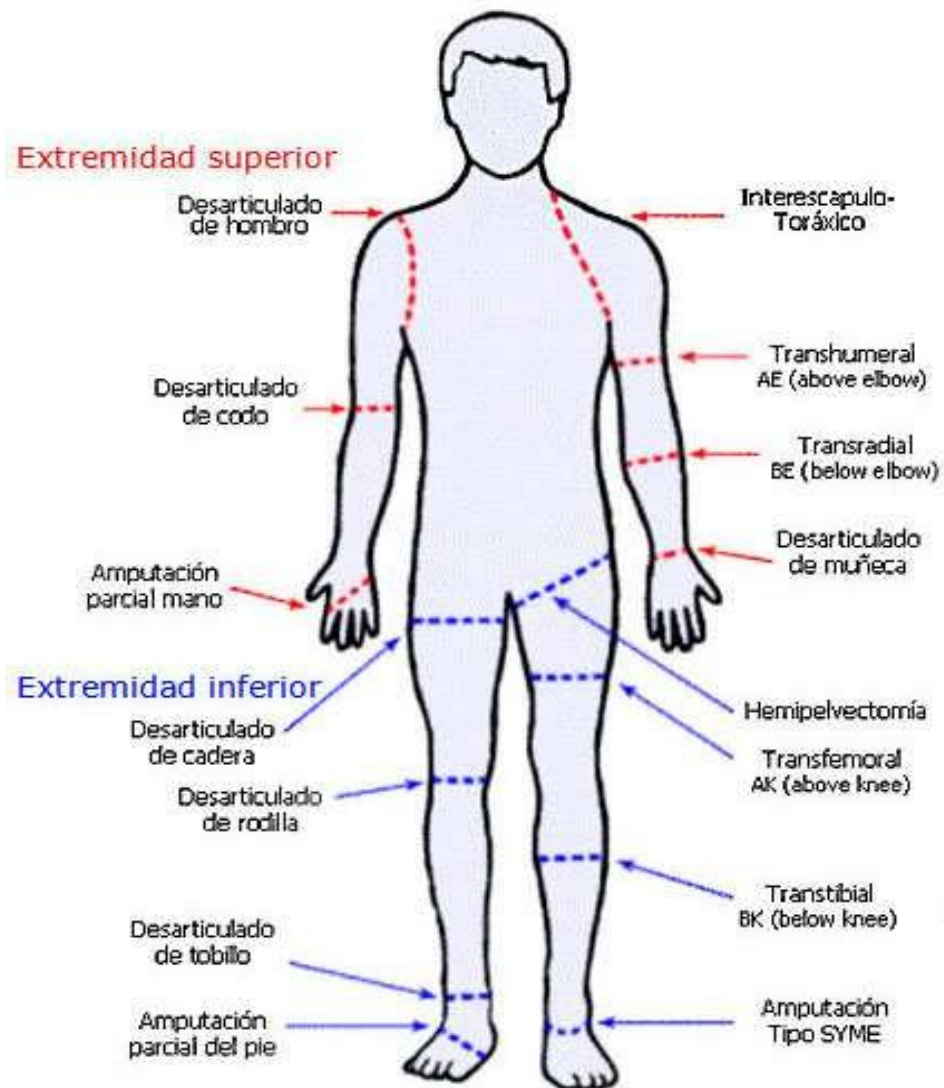
- **Miembro inferior.** Desarticulación de cadera: hemipelvectomía, típica (supresión de todo el ilíaco), atípica (supresión de ilion o del isquion).
 - ✓ Tercio superior del muslo.
 - ✓ Tercio medio del muslo.
 - ✓ Tercio inferior del muslo.
 - ✓ Rodilla: supracondílea (por arriba de cóndilos), Stokes (con rótula). Kirt (sin rótula).
 - ✓ Tercio superior de la pierna.
 - ✓ Tercio medio de la pierna.
 - ✓ Tercio inferior de la pierna.
 - ✓ Tipo Syme: desarticulación tibio-tarsiana con sección de maléolos por su base.
 - ✓ Tipo Piragoff y Ricard: osteoplásticas de pie (parte posterior).
 - ✓ Tipo Chopart: desarticulación mediotarsiana.
 - ✓ Tipo Lisfranc: desarticulación tarsiana.
 - ✓ Transmetatarsiana.
 - ✓ Desarticulación interfalángica proximal.
 - ✓ Desarticulación interfalángica distal.

- **Miembro superior**
 - ✓ Desarticulación de escapula.
 - ✓ Desarticulación de hombro.
 - ✓ Tercio superior de brazo.
 - ✓ Tercio medio de brazo.
 - ✓ Tercio inferior de brazo.
 - ✓ Supracondílea.
 - ✓ Desarticulación de codo.

⁵⁴ Ibíd., p. 638, 639.

- ✓ Tercio superior de antebrazo.
- ✓ Tercio medio de antebrazo.
- ✓ Tercio inferior de antebrazo.
- ✓ Desarticulación de muñeca.
- ✓ Desarticulación medio carpiana.
- ✓ Desarticulación metacarpiana.
- ✓ Desarticulación interfalángica.

Figura 28. Niveles de amputación.



Fuente: CONTELL, Elena. Amputaciones en la infancia. Efisiopediatric.

4.2.4 Sensores⁵⁵. Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas.

Las variables de instrumentación pueden ser, por ejemplo: temperatura, intensidad lumínica, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, presión, fuerza, torsión, humedad, movimiento, pH, etc.

Una magnitud eléctrica puede ser una resistencia eléctrica (como en una RTD), una capacidad eléctrica (como en un sensor de humedad o un sensor capacitivo), una tensión eléctrica (como en un termopar), una corriente eléctrica (como en un fototransistor), etc.

4.2.5 Electromiografía^{56 57}. La electromiografía (EMG), o estimulación eléctrica de los músculos, es otro método para investigar la acción muscular. Se colocan electrodos sobre un músculo y se pide al paciente que realice ciertos movimientos. A continuación, se amplifican y registran las diferencias en los potenciales de acción eléctricos musculares. Un músculo normal en reposo solo muestra una actividad basal (tono muscular) que únicamente desaparece con el sueño profundo, o bien en la parálisis o bajo anestesia. Los músculos, al contraerse, presentan unos valores máximos variables de actividad física. La EMG permite analizar la actividad de un determinado músculo al efectuar diferentes movimientos.

Los potenciales eléctricos asociados a la actividad muscular constituyen un electromiograma. Estos potenciales pueden ser medidos en la superficie de la piel

⁵⁵ APRENDIENDO ARDUINO. Hardware arduino. 2017. Disponible en <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/category/microcontrolador/>, consultado el 21 de julio de 2020.

⁵⁶ MOORE, Keith. DALLEY, Arthur. AGUR, Anne. Anatomía con orientación clínica. 8 ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017., p. 121, 122.

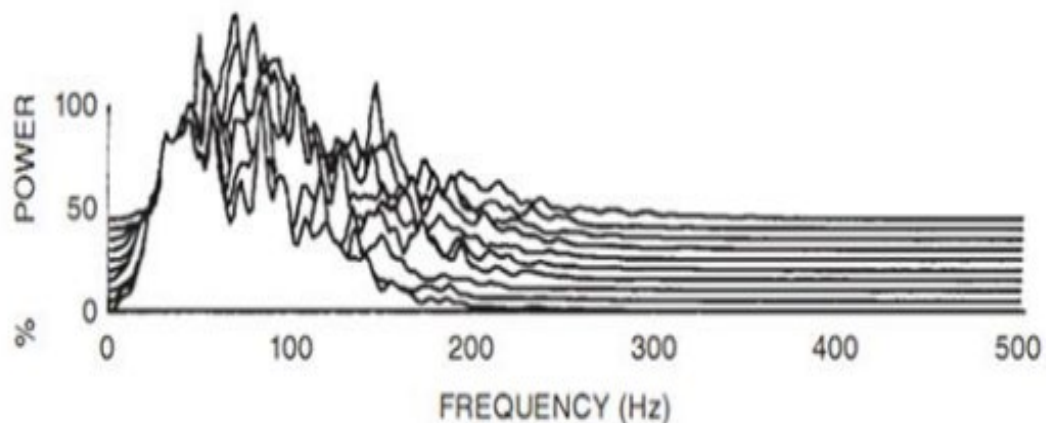
⁵⁷ DELGADO VELOSA, Eusebio y CORDERO CARDOZO, Edinson. Estimación de la velocidad de los movimientos básicos de la mano, a partir de las señales electromiográficas y usando redes neuronales artificiales. Trabajo de grado para optar al título de ingeniero electrónico. Universidad

cerca del músculo de interés o directamente en el músculo insertando un electrodo de aguja dentro de la piel. Los electrodos EMG recogen todos los potenciales de los músculos dentro de su alcance, esto significa que, los potenciales de los músculos cercanos pueden interferir con los intentos de medir señales en los músculos pequeños aun cuando los electrodos se coloquen directamente sobre estos. La amplitud de estas formas de onda es la suma instantánea de todos los potenciales de acción se generan tanto con la polaridad positiva como negativa en un par de electrodos determinado a veces se adicionan y a veces se cancelan. De este modo, estas señales se parecen a ruido aleatorio siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular.

Las principales características de esta señal son:

- La señal es de naturaleza estocástica y puede ser representada por una función de distribución gaussiana.
- La amplitud de la señal está en el rango de 10 mV pico.
- La energía útil de la señal se encuentra en el rango de 0-500 Hz.

Figura 29. Espectro de frecuencia de las señales de EMG.



Industrial de Santander, Facultad de ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y de telecomunicaciones, Bucaramanga, 2010., p. 1.

Fuente: CIFUENTES GONZÁLEZ, Irving. Extracción de características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada Hilbert-Huang y redes neuronales. 2012., p.19.

4.2.6 Actuadores⁵⁸. Un actuador – transductor, es un elemento que convierte un tipo de energía (eléctrica, hidráulica o neumática), causando un efecto de movimientos lineales o angulares en un sistema automatizado. Los mecanismos en manos robóticas están compuestos por motores o materiales compuestos los cuales pueden ser clasificados de acuerdo con su principio de funcionamiento, además son clasificados en convencionales y no convencionales. Los primeros se basan en principios electromagnéticos mientras que los otros son basados en fenómenos físicos relacionados directamente a la composición atómica del material, por ejemplo, el caso de uniones metálicas, materiales piezoeléctricos, compuestos químicos, etc.

4.2.6.1 Servomotores⁵⁹. Un servomotor es un motor de corriente continua que, en vez de conseguir un giro continuo, está diseñado para conseguir que gire un determinado ángulo en respuesta a una señal de control, y que se mantenga fijo en esa posición.

Para controlar el servomotor se le envían pulsos cada 20 ms, es decir 50Hz. La anchura del pulso es lo que determinará el ángulo de giro, lo que se conoce como PWM. Esta anchura varía según el servomotor, pero normalmente se encuentra entre 0.5 y 2.5 ms. Esto hace que el servomotor tenga un margen de operación, y pueda moverse entre 0° (pulso con una anchura de 0.5ms) y un máximo, que suele ser de 180° (pulso con una anchura de 2,5ms).

⁵⁸ QUINAYÁS BURGOS. Óp. Cit., p. 41.

⁵⁹ BOTICS EDUCATIONAL ROBOTICS KITS. Proyecto N°1: controla un servomotor. Disponible en <https://www.ebotics.com/es/actividad/proyecto-no-1-controla-un-servomotor/>, consultado el 21 de julio de 2020.

4.2.6.2 Micromotor⁶⁰. Un micromotor eléctrico es un pequeño motor que se utiliza en juguetería, en aeromodelismo, marquetería y allí donde se precise dar movimiento a algo tan pequeño que necesariamente tenga que ser con un motor diminuto.

4.2.6.3 Motor ultrasónico⁶¹. Un motor ultrasónico es un tipo de motor eléctrico alimentado por la vibración ultrasónica de un componente, el estator, colocado contra el otro componente, el rotor o corredera, dependiendo del esquema de operación (rotación o transición lineal).

4.2.6.4 Motores brushless⁶². Un motor eléctrico sin escobillas o motor brushless es un motor eléctrico que no emplea escobillas para realizar el cambio de polaridad en el rotor.

Los motores eléctricos solían tener un colector de delgas o un par de anillos rozantes. Estos sistemas, que producen rozamiento, disminuyen el rendimiento, desprenden calor y ruido, requieren mucho mantenimiento y pueden producir partículas de carbón que manchan el motor de un polvo que, además, puede ser conductor.

⁶⁰ ELECTROPOLIS. Micro-motores Disponible en: <https://www.electropolis.es/blog/micro-motores-electricos/>, consultado el 23 de julio de 2020.

⁶¹ WIKIPEDIA. Motor Ultrasónico. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Motor_ultras%C3%B3nico, consultado el 23 de julio de 2020.

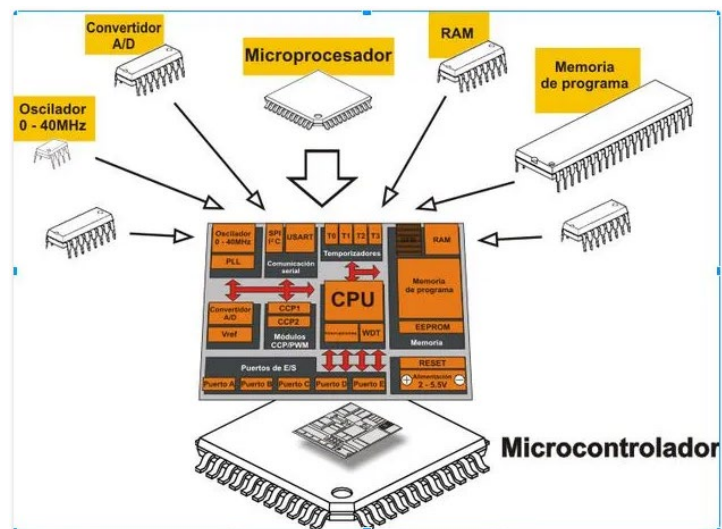
⁶² WIKIPEDIA. Motor Brushless. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Motor_el%C3%A9ctrico_sin_escobillas, consultado el 23 de julio de 2020.

4.2.6.5 motor DCX⁶³. Los motores maxon DCX tienen una densidad de par incomparable y un funcionamiento silencioso. El diseño robusto y el rotor maxon sin hierro hacen de los motores DCX un motor dinámico para casi todas las aplicaciones.

4.2.6.6 Hardware Arduino⁶⁴. Arduino es una plataforma para prototipo de electrónica basada en hardware y software libre y fácil de utilizar. Podemos construir circuitos electrónicos y programarlos con esta placa.

Realmente lo que estamos haciendo es programar un microcontrolador, estos dispositivos electrónicos programables nos rodean en nuestro día a día, en el coche, nuestra casa, el trabajo, etc.

Figura 30. Microcontrolador.



Fuente: APRENDIENDO ADUINO. Hardware Arduino para la Educación. 2017.

Las principales características que podemos encontrar en nuestra placa de Arduino UNO son las siguientes:

⁶³ MAXON. Motor DCX Disponible en: <https://www.maxonmotoriberica.es/tag/motores-dc/>, consultado el 23 de julio de 2020.

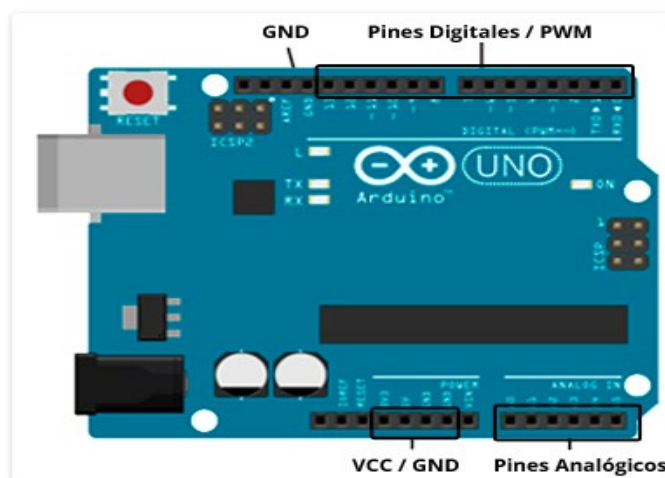
⁶⁴ APRENDIENDO ARDUINO. Óp. Cit.

- El microcontrolador es un circuito integrado programable capaz de realizar operaciones matemáticas complejas a gran velocidad.
- La alimentación de una placa de Arduino es mediante el puerto USB mientras se está programando. Una vez programado podemos desconectarlo del ordenador y que trabaje de forma autónoma y se alimenta Arduino mediante una fuente de alimentación o pila de 9V.
- Tanto las entradas como las salidas dotan al sistema de información y realizan diferentes actuaciones.

Arduino contiene la siguiente distribución de pines:

- Disponemos de 14 pines digitales que pueden ser configurados como entradas o salidas, de los cuales (serigrafiadas con el símbolo ~) pueden ser utilizados como señales digitales PWM 6 pines.
- Igualmente disponemos de 6 pines analógicos serigrafiadas desde A0 hasta A5 para las entradas analógicas.
- También disponemos de 3 pines GND para conectar a tierra nuestros circuitos.
- Y por último 2 pines de alimentación de 5V y 3.3V respectivamente.

Figura 31. Arduino uno.



Fuente: APRENDIENDO ADUINO. Hardware Arduino para la Educación. 2017.

4.2.7 Mecanismos⁶⁵. Para la transmisión de movimientos en las articulaciones de manos robóticas y prótesis de mano normalmente se utilizan mecanismos que permitan flexionar o tensionar las falanges de los dedos. Considerando que un mecanismo es un dispositivo que transforma un movimiento y una fuerza de entrada en otra de salida.

4.2.7.1 Mecanismo de barras⁶⁶. Este tipo de mecanismo es muy utilizado para construir prótesis robóticas, consiste en la transmisión de movimientos a las falanges instalando barra conectadas a los mismo en una configuración adecuada, con este mecanismo se elimina el empleo de motores para dar movimiento a las articulaciones y es fácil de manufacturar.

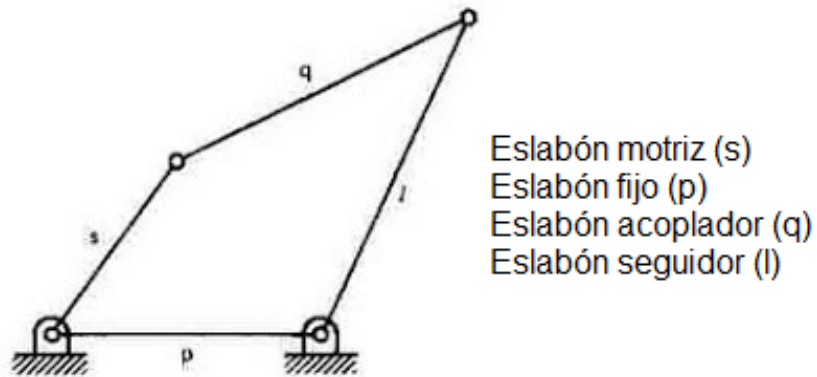
- **Mecanismo de cuatro barras**⁶⁷. El eslabonamiento más simple y común es el eslabonamiento de cuatro barras. Es una combinación de cuatro eslabones, uno designado como la bancada y conectado por cuatro uniones de perno. Como el mecanismo de cuatro barras tiene un grado de libertad, está restringido a un solo actuador o es totalmente operado por este. El eslabón impedido para moverse se elige como la bancada. Por lo general, el eslabón pivote conectado al impulsor o a la fuente de potencia se conoce como eslabón de entrada. El otro eslabón pivote, sujeto a la bancada, se designa como el eslabón de salida o seguidor. El acoplador o brazo conector acopla el movimiento del eslabón de entrada con el del eslabón de salida.

⁶⁵ QUINAYÁS BURGOS, Cesar. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. Tesis de maestría. Popayán, Colombia.: Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Maestría en Automática, 2010., p. 38.

⁶⁶ *Ibíd.*, p. 38.

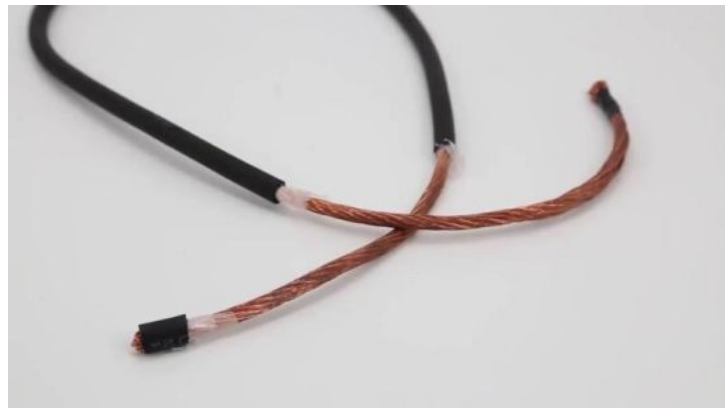
⁶⁷ MYSZKA, David. Máquinas y mecanismo. 4 ed. México: Pearson educación, 2012., p. 19.

Figura 32. Mecanismo de cuatro barras.



4.2.7.2 Cable de Bowden⁶⁸. Es un mecanismo de cable que utiliza un cable que se mueve dentro de una carcasa exterior flexible. El cable interno de este mecanismo se usa típicamente para realizar un movimiento de tracción, aunque a veces proporciona una fuerza de empuje en aplicaciones más corta.

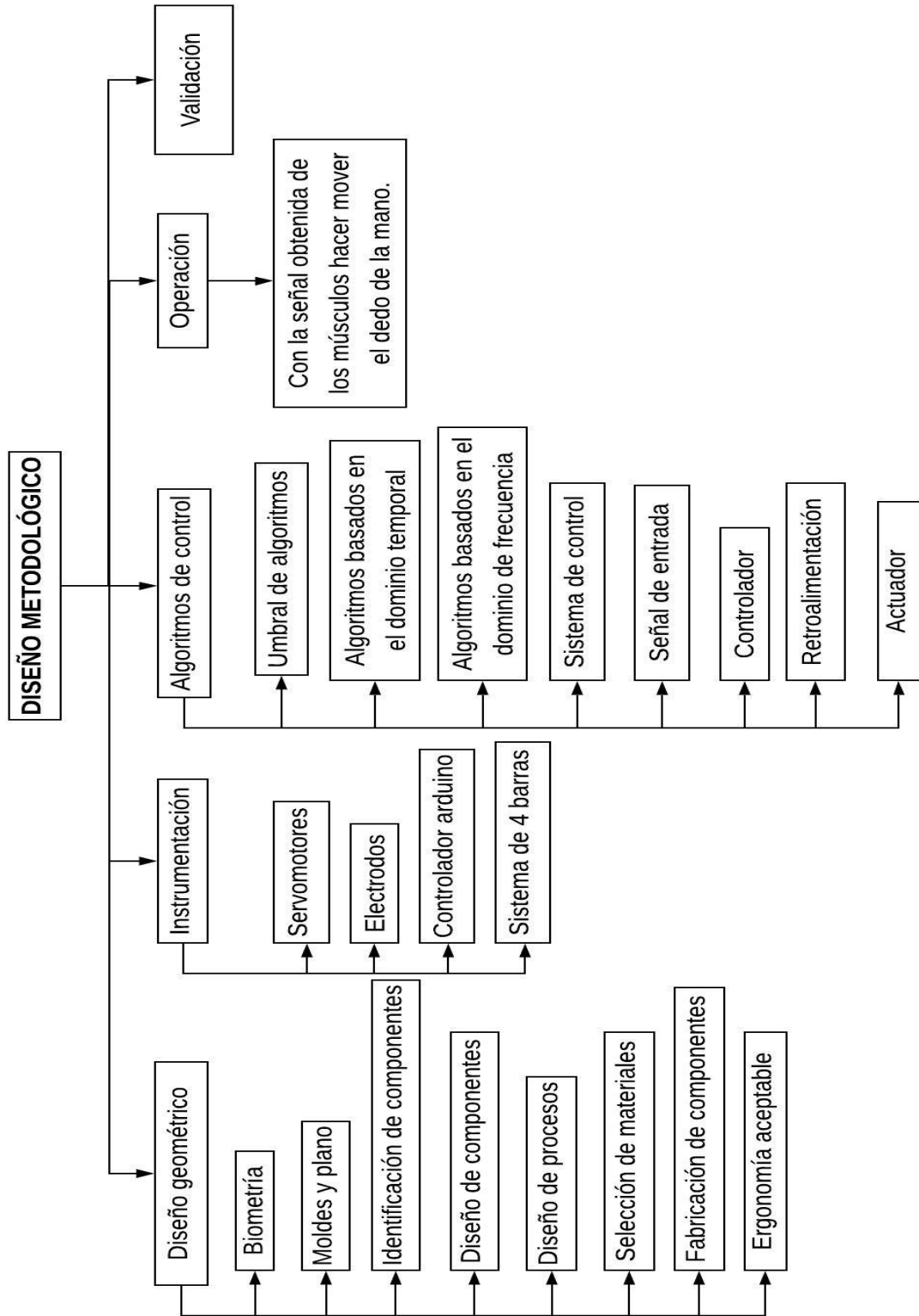
Figura 33. Cable de Bowden.



Fuente: FAN, Iva. People's Cable Group Co., Ltd. Made-in-china. 2011.

⁶⁸ QUE SIGNIFICADO. ¿Qué es un cable Bowden? Disponible en: <https://quesignificado.org/que-es-un-cablebowden/#:~:text=Un%20cable%20Bowden%20es%20un,poleas%20para%20bicicletas%20y%20autom%C3%B3viles.>

5 DISEÑO METODOLÓGICO



6 PROCESO DE DISEÑO BASADO EN SISTEMAS

Para ejecutar el proyecto, se utilizarán las cinco (5) fases de desarrollo de diseño de la NASA, que se denominan “NASA ESMD Capstone Design Process”.

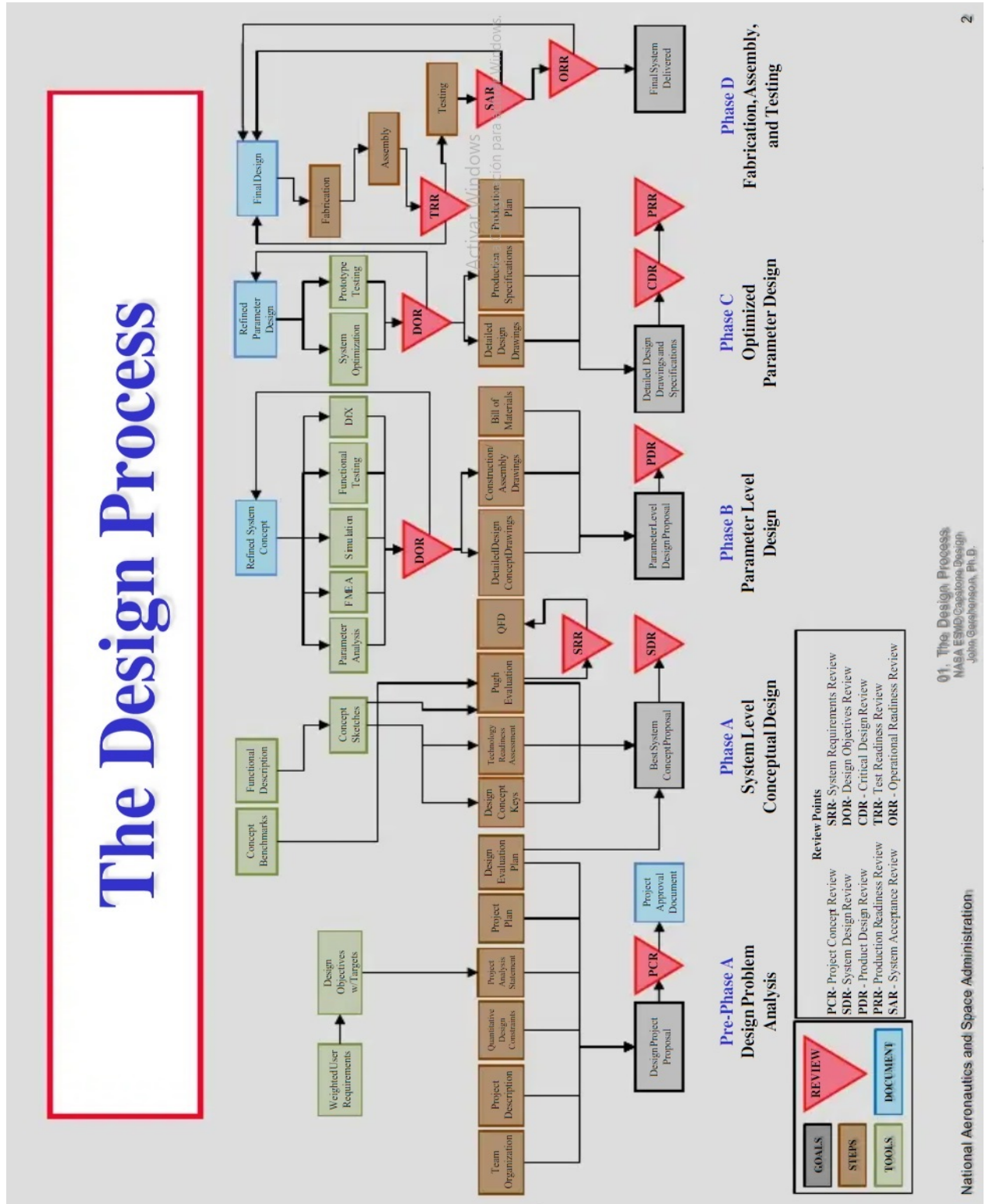
Estas fases son consecutivas, las cuales sugieren un proceso de desarrollo gradual, el cual, que parte del análisis del problema de diseño y termina con la culminación del proyecto, entendiéndose por culminación a la fabricación, ensamble y pruebas del prototipo.

Figura 34. Fases de diseño de la NASA.

NASA	Capstone Design	Lumsdaine
Pre-Phase A		
Concept Studies	Design Problem Analysis	Design Problem Analysis
Phase A		
Concept and Technology Development	System Level Conceptual Design	Conceptual (System) Level Design
Phase B		
Preliminary Design and Technology Completion	Parameter Level Design	Parameter Level Design
Phase C		
Final Design and Fabrication	Optimized Parameter Design	Optimized Parameter Design
Phase D		
Assembly, Integration, and Test Launch	Fabrication, Assembly, and Testing	-

Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD.

Figura 35. Proceso de diseño estructurado.

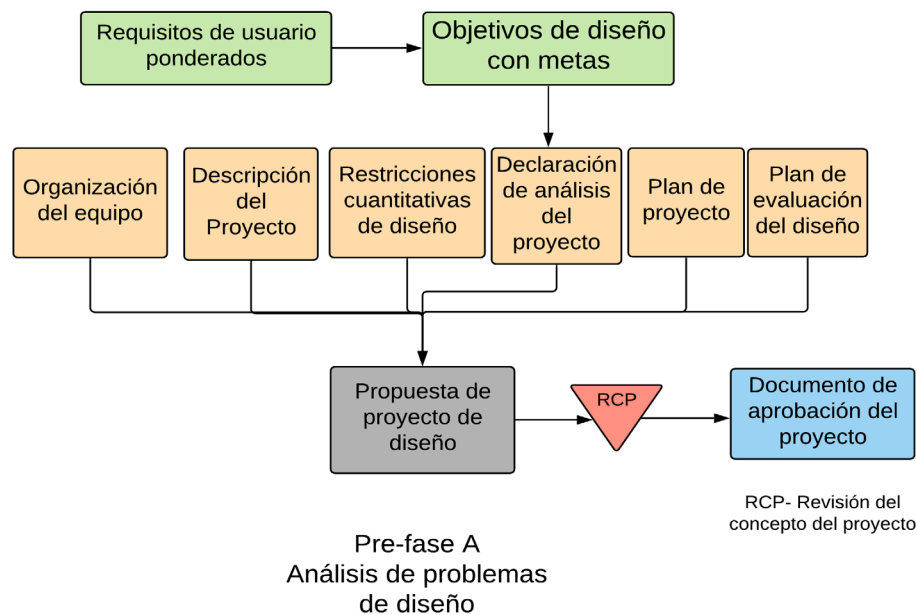


Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD.

6.1 PRE-FASE A

El proceso de diseño inicia con la pre-fase A, en la cual se realiza el análisis del problema de diseño y para esto se siguen los siguientes pasos: organización del equipo, descripción del proyecto, limitaciones del proyecto, declaración del análisis del proyecto; en este paso incluye los requisitos de usuario y el planteamiento de los objetivos con metas. El siguiente paso es desarrollar el plan del proyecto para su posterior evaluación. Después de esto, se realizará la propuesta del proyecto de diseño y la revisión de conceptos del proyecto, y finalmente se generará los documentos de aprobación del proyecto.

Figura 36. Pre-fase A



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD. Traducido al español.

En esta parte solo se especifican los requerimientos del usuario, ya que anteriormente se desarrollaron los pasos hasta llegar al documento de aprobación del proyecto.

Cabe aclarar que el usuario o paciente es un habitante del municipio de Barbosa (Santander), el cual voluntariamente accedió a participar en el desarrollo de este trabajo de grado; como lo fue una entrevista, la cual permitió determinar las características a mejorar en el diseño y construcción del dedo índice para una prótesis mioeléctrica de miembro superior; toma de la biometría de su mano izquierda, la cual se utilizó como referente antropométrico para determinar la biometría del dedo índice de su mano derecha y permitir realizar las pruebas funcional del prototipo fabricado.

6.1.1 Requerimientos del usuario. De acuerdo con las dificultades que presenta el usuario para llevar su vida diaria y hablando directamente con él, se obtiene una lista de las características a mejorar, dándoles una ponderación de la más importante a la menos importante, como se muestra a continuación.

Cuadro 2. Características para mejorar

Funcionabilidad	10
Económica	9
Estética	8
Confiabilidad	7
Comodidad	6
Larga vida útil	5
Peso	4
Dimensiones reales	3
Diseño innovador	2
Ajustable	1

Cuadro 3. Escala de importancia de las características.

No es importante	1-2
Poco importante	3-4
Neutral	5-6
Importante	7-8
Muy importante	9-10

Con base a las tablas anteriores, se realiza una tabla de requerimientos, como se muestra a continuación.

Cuadro 4. Tabla de requerimientos.

		CAD Y CAM	ERGONOMIA	COSTOS INFERIORES A LOS COMERCIALES		PRESICIÓN DIMENSIONAL	MATERIALES ADECUADOS	TOTAL
Funcionabilidad	10	90 ●	30 ○	0 □	90 ●	90 ●	300	
Económica	9	9 ■	9 ■	81 ●	27 ○	81 ●	207	
Estética	8	8 ■	24 ○	72 ●	72 ●	24 ○	200	
Confiabilidad	7	21 ○	21 ○	0 □	7 ■	63 ●	112	
Comodidad	6	18 ○	54 ●	0 □	18 ○	18 ○	108	
Larga vida útil	5	45 ●	5 ■	0 □	15 ○	15 ○	80	
Peso	4	4 ■	4 ■	0 □	12 ○	36 ●	56	
Dimensiones reales	3	27 ●	27 ●	3 ■	27 ●	3 ■	87	
Diseño innovador	2	18 ●	6 ○	18 ●	2 ■	6 ○	50	
Ajustable	1	9 ●	9 ●	0 □	9 ●	9 ●	36	
TOTAL		249	189	174	288	345		

Cuadro 5. Escala de relaciones

Escala de relaciones	Valor	Símbolo
Fuerte	9	●
Media	3	○
Débil	1	■
Ninguna	0	□

6.1.2 Análisis de la tabla de requerimientos. Una vez diligenciada la tabla de requerimientos, se puede determinar qué aspectos son más importantes para el usuario, con el fin de definir cuál alternativa de diseño se ajusta mejor con respecto a estas características.

La siguiente tabla muestra las características más importantes que se deben considerar en el diseño; están ordenadas de manera descendente de la más importante a la menos importante.

Cuadro 6. Características más importantes

Funcionabilidad	300	0,32
Económica	207	0,22
Estética	200	0,22
Confiabilidad	112	0,12
Comodidad	108	0,12
TOTAL	927	1

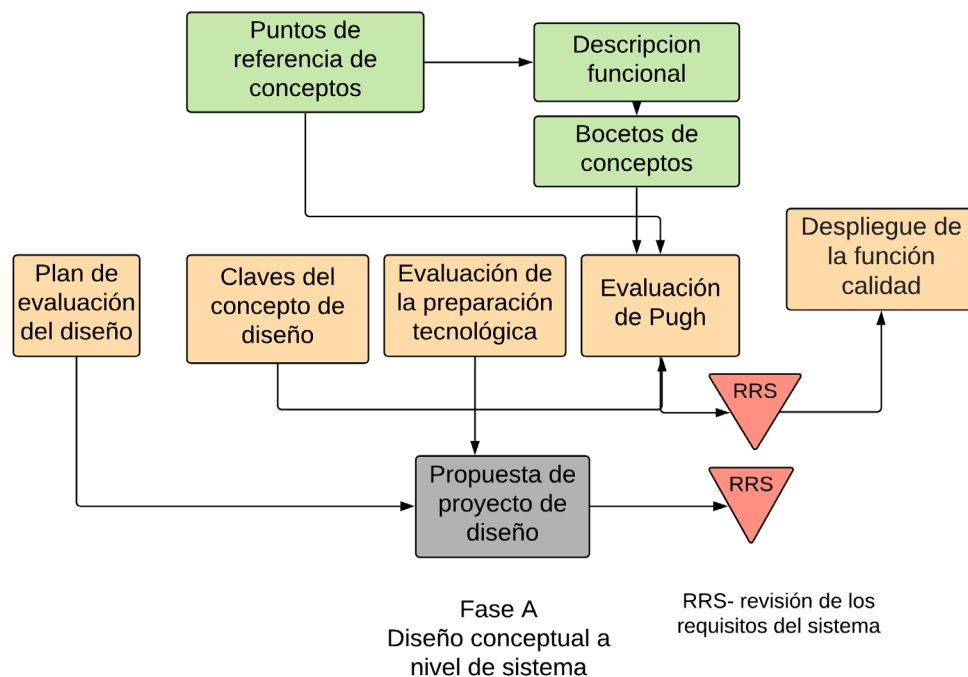
6.2 FASE A

Esta fase consiste en realizar el diseño conceptual a nivel de sistema y para esto se siguen los siguientes pasos: se determina las claves del concepto de diseño y la evaluación de la preparación tecnológica (para este proyecto no aplicamos este paso). Seguidamente se realiza la evaluación pugh, que evaluará los puntos de

referencia de concepto, la descripción funcional y los bocetos conceptuales. Por último, a través de esta evaluación, será posible revisar los requisitos del sistema y realizar un QFD (Quality Function Deployment).

Estos pasos se siguen con el objetivo de optar por la mejor propuesta de diseño para desarrollar el sistema.

Figura 37. Fase A



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD. Traducido al español.

6.2.1 Descripción funcional. Para la simulación del movimiento del dedo índice se utilizó el mecanismo de Toronto, que permite tener las tres falanges articuladas.

Mecanismo de Toronto: Es una combinación de tres mecanismos de cuatro barras cada uno y estos a su vez están conformado por cuatro eslabones, uno designado

que la fuerza ejercida por el dedo índice en hombres es de $1,77 \pm 0,76$ kgf y en mujeres $1,62 \pm 0,98$ kgf.

6.2.2 Planteamiento de alternativas. Se proponen posibles alternativas de diseño, que aportan ideas para el desarrollo de prótesis.

Alternativa A. El mecanismo de 4 barras permite dar los ángulos de giro que realiza cada falange del dedo índice y así, asimilar el movimiento que realiza. Estas barras permiten ser ajustables a cambios de dimensiones. Para la construcción del dedo en el exterior de cada falange, se recubrirá con el material ABS mediante impresión 3D y así lograr un acabado más estético. En el interior de cada falange se ajustará una carcasa en aluminio, para así poder obtener una rigidez mayor y con menos peso. Las barras que transmiten el movimiento de cada falange irán en aluminio, y mediante el cable de Bowden, se accionará los mecanismos de barras por medio de este cable que permita extender y flexionar el dedo.

Alternativa B. Esta alternativa consiste que mediante el mecanismo biela – manivela, se accione los mecanismos de cuatro barras y para evitar que éste se pandee, se realizará las barras en aluminio.

Alternativa C. Esta alternativa consiste en imprimir todas las piezas en material ABS mediante impresión 3D, que permita realizar el respectivo movimiento. Los mecanismos de cuatro barras se construirán en aluminio y mediante el cable de Bowden accionarlos.

6.2.3 Evaluación de alternativas. Este paso consiste en escoger la mejor alternativa, teniendo en cuenta las necesidades del usuario y las consideraciones del diseñador mediante evaluación PUGH En donde se evalúa su importancia de la siguiente forma: (1) para indicar que el criterio cumple en su totalidad, (0) si el criterio es aceptable, (-1) si el criterio no cumple.

Cuadro 7. Evaluación PUGH.

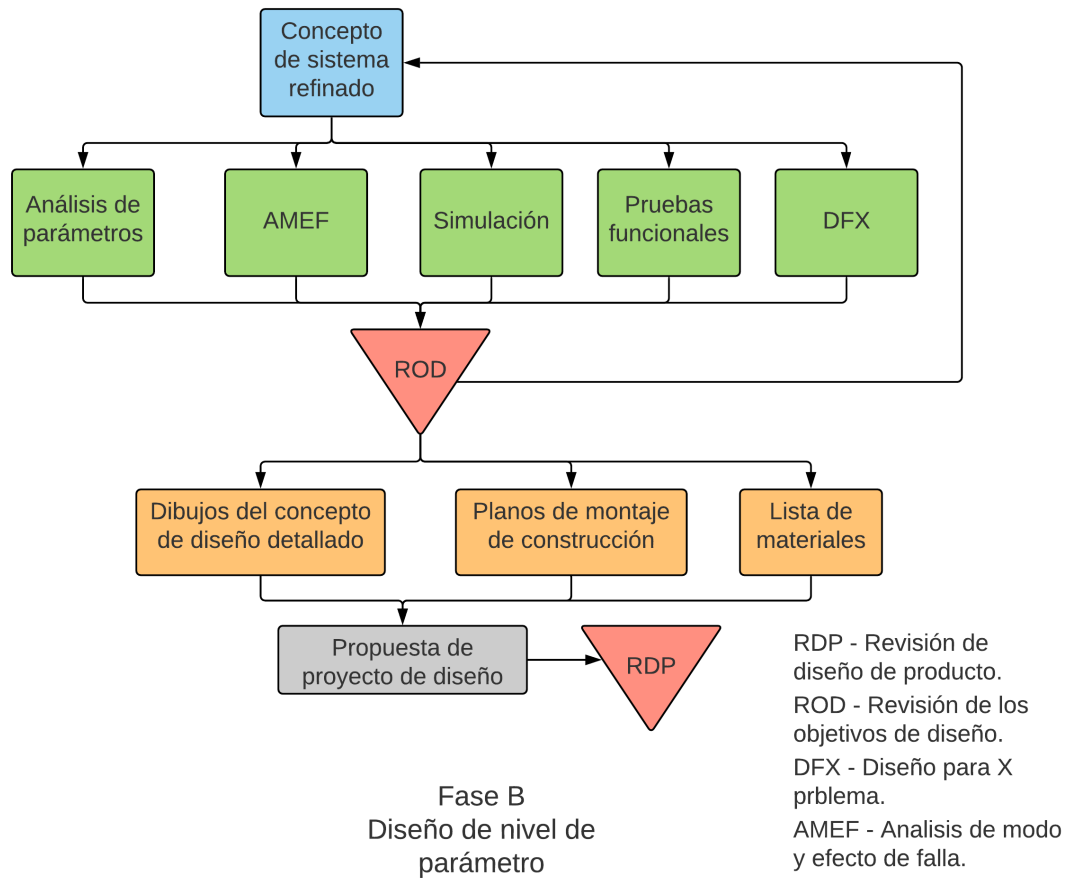
Criterio	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C
Bajo costo de construcción	1	1	-1
Materiales comerciales	1	1	1
Fácil Mantenimiento	1	0	0
Fácil operación por el usuario	1	1	1
Tiempo rápido de construcción	1	0	1
TOTAL	5	3	2

Debido a su bajo costo y fácil mantenimiento, la Alternativa A se considera la mejor opción porque el conjunto de cable Bowden es más práctico y tiene mayor flexibilidad al momento de ubicar el servomotor.

6.3 FASE B

El objetivo de esta fase es realizar la propuesta de diseño a nivel de parámetros, a partir de la revisión de los objetivos de diseño y para esto se siguen los siguientes pasos: dibujos detallados del concepto de diseño, planos de construcción (este paso se podrá detallar en la fase C), lista de materiales y presupuesto.

Figura 40. Fase B.



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD. Traducido al español.

6.3.1 Diseño en detalle

6.3.1.1 Materiales para la fabricación. Para la construcción de este diseño se usaron los siguientes materiales teniendo en cuenta sus propiedades físicas y mecánicas que son:

Aluminio. Este metal posee una combinación de propiedades que lo hacen muy útil en ingeniería mecánica tales como su baja densidad (2700 kg/m^3), lo cual hace que este metal sea más ligero y tenga una buena relación peso-resistencia. También tiene una alta maleabilidad y formabilidad; lo que hace que este material sea más

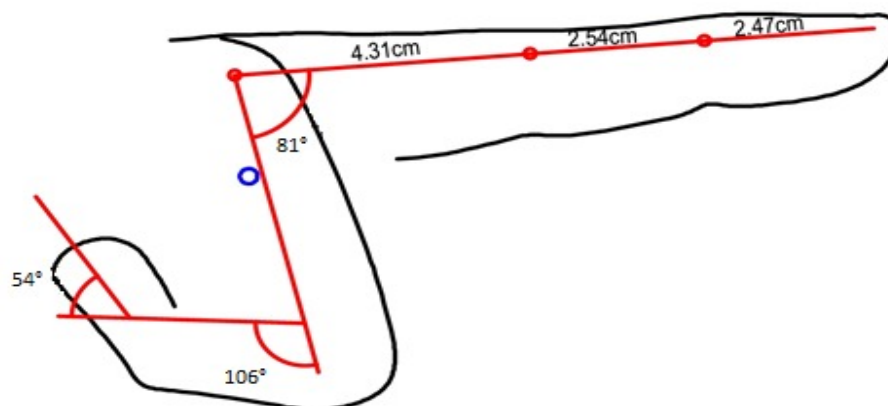
fácil para realizar un maquinado; además presenta alta resistencia a la corrosión, no es tóxico, no es magnético y no produce chispa.

Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Es un termoplástico derivado del petróleo, cuenta con buena resistencia, flexibilidad y durabilidad.

Fibra de carbono. Es una serie de filamentos ricos en átomos de carbono, los cuales están dispuestos aleatoriamente que se unen formando una tela o tejido, lo que le confiere una gran resistencia. Este material se caracteriza por sus excelentes propiedades mecánicas similares al acero, pero con un peso cuatro veces menor; además, se puede destacar su alta flexibilidad, alta resistencia, tolerancia a altas temperaturas y baja expansión térmica.

6.3.1.2 Funcionabilidad del mecanismo de Toronto. En esta parte se busca que el mecanismo realice el mismo movimiento que el dedo índice del paciente, como doblar y estirar, para ello se debe cumplir con la biometría de su dedo índice, donde se especifica las medidas y la rotación de cada falange, como se muestra en la siguiente figura.

Figura 41. Biometría del dedo índice del usuario.



Fuente: L. A. Bautista, D. F. Villegas. Manufacture of a myoelectric prosthesis for transradial amputation. 2019.

De acuerdo con la biometría del dedo índice del usuario, se dimensionan tres barras eslabonadas, que permitan realizar correctamente el movimiento de cada falange.

Figura 42. Ensamble del dedo índice.

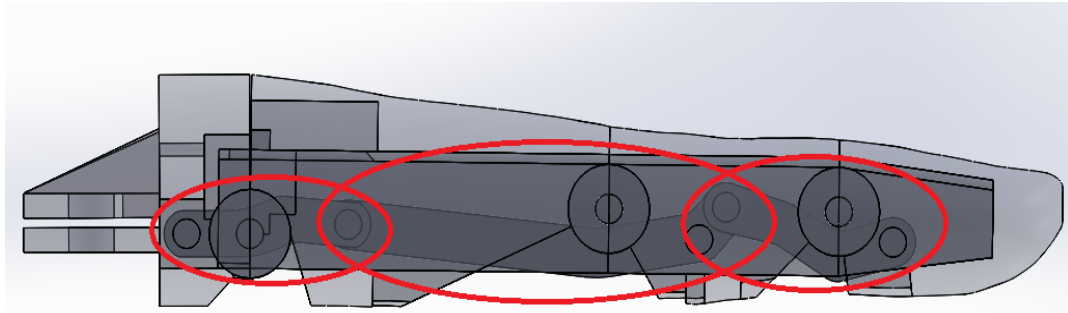
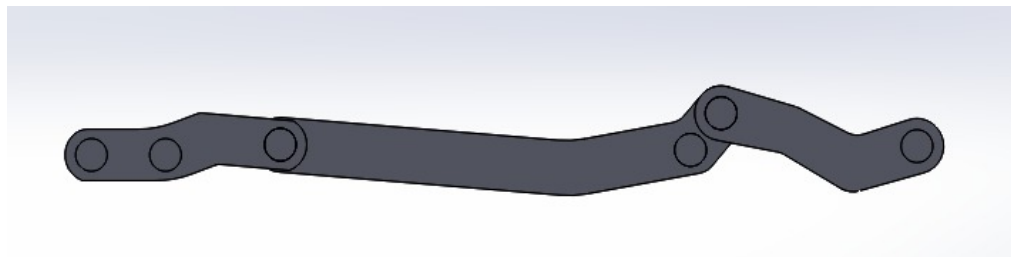


Figura 43. Barras del mecanismo.



Estas barras debido a que son piezas críticas se fabricaran en aluminio, debido a que este material brinda excelentes propiedades para su buen funcionamiento, también es un material económico y tiene un mejor acabado.

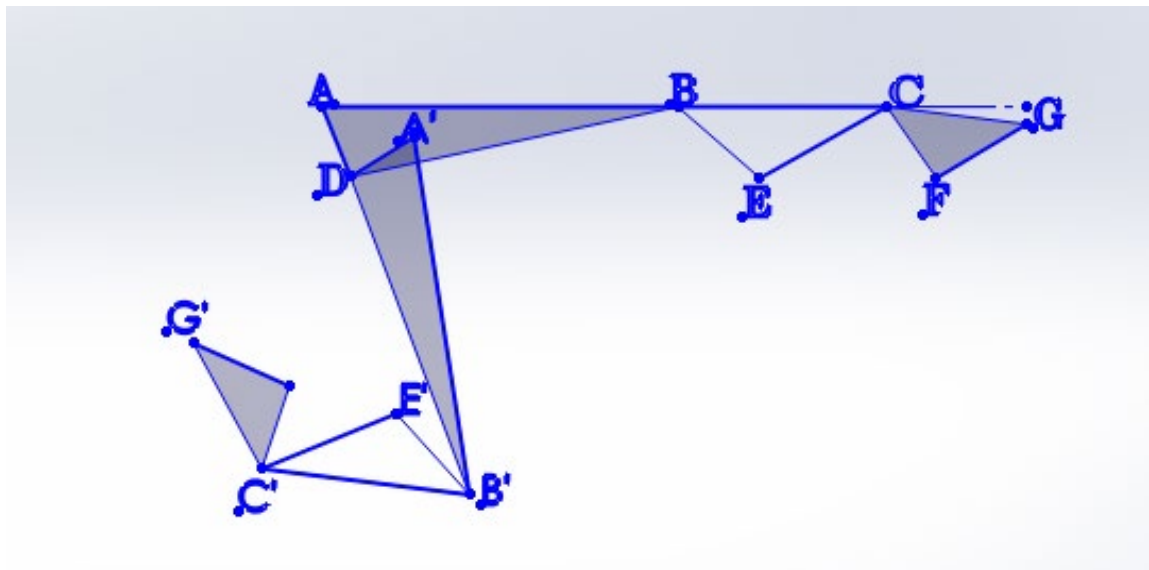
La parte exterior de cada falange del dedo índice se construirán en impresión 3D porque ofrece un acabado más estético, que permite darle similitud al dedo índice del usuario, además de recubrirla con fibra de carbono. En el interior de cada falange es hueco, con el fin de diseñar una estructura en aluminio para generar un ensamble más resistente y lo más importante, sin aumentar su peso.

6.3.1.3 Dimensionamiento de las piezas para la prótesis. Por su aplicación, la prótesis debe tener un alto grado de similitud en las acciones que debe realizar el dedo índice del usuario, de manera que brinde seguridad y confianza al paciente al momento de querer realizar movimientos como estirar y doblar el dedo.

De acuerdo con la biometría y al momento de diseñar, se estableció que los puntos A, B, C, D, E, F, G son puntos fijos, como se muestra en la figura 38, en base a esto y de acuerdo con el método geométrico en 2 D propuesto por el director de este proyecto Ing. Luis Antonio Bautista Hernández, se logra obtener los puntos H e I. A continuación, se explicará el método geométrico propuesto por el director.

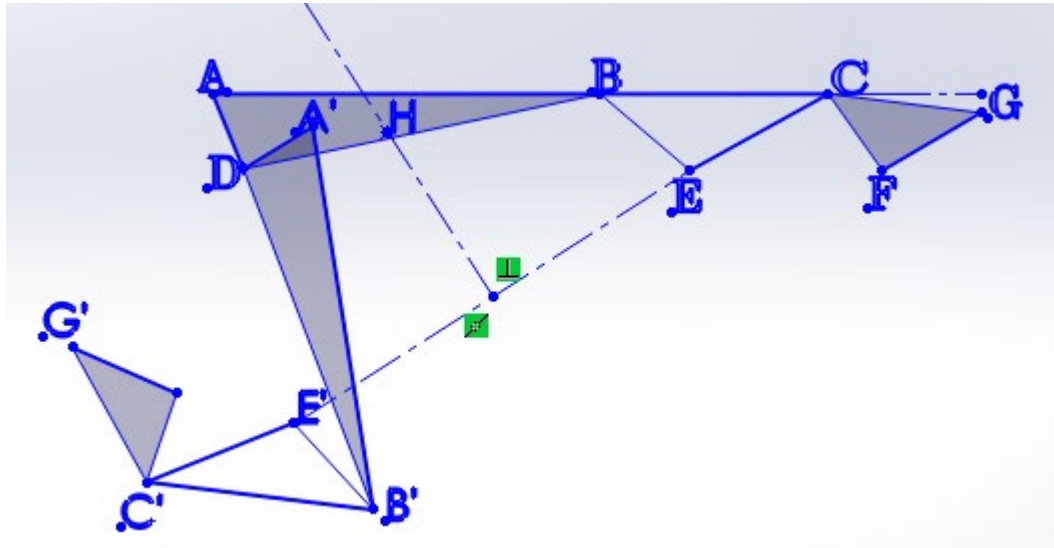
Paso 1. Como se muestra en la Figura 44, se colocan la posición inicial y final del dedo índice.

Figura 44. Paso 1.



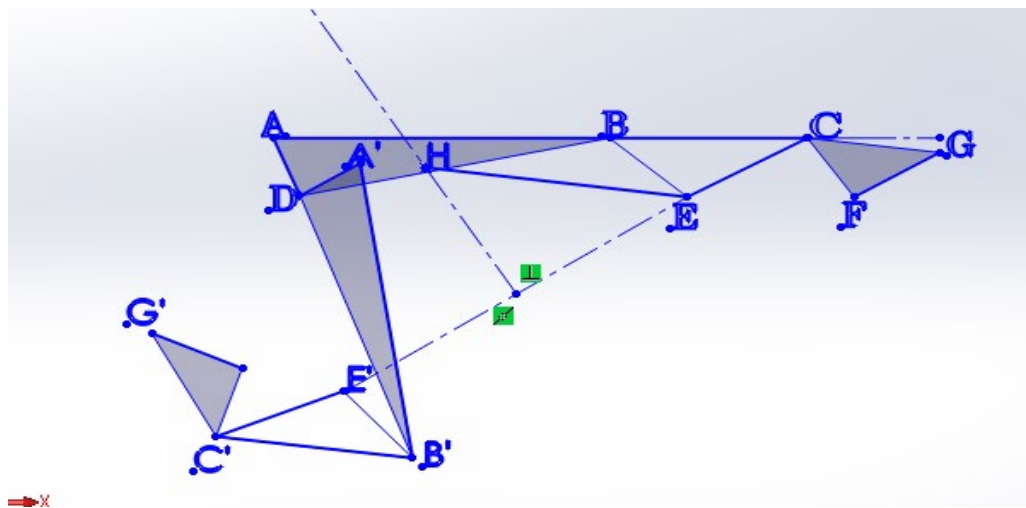
Paso 2. Se traza una línea desde el punto E al punto E', luego se traza una mediatriz y se ubica un punto H en la mediatriz, con la condición de que este por dentro de la falange proximal y cerca al punto D, como se muestra en la figura 45.

Figura 45. Paso 2.



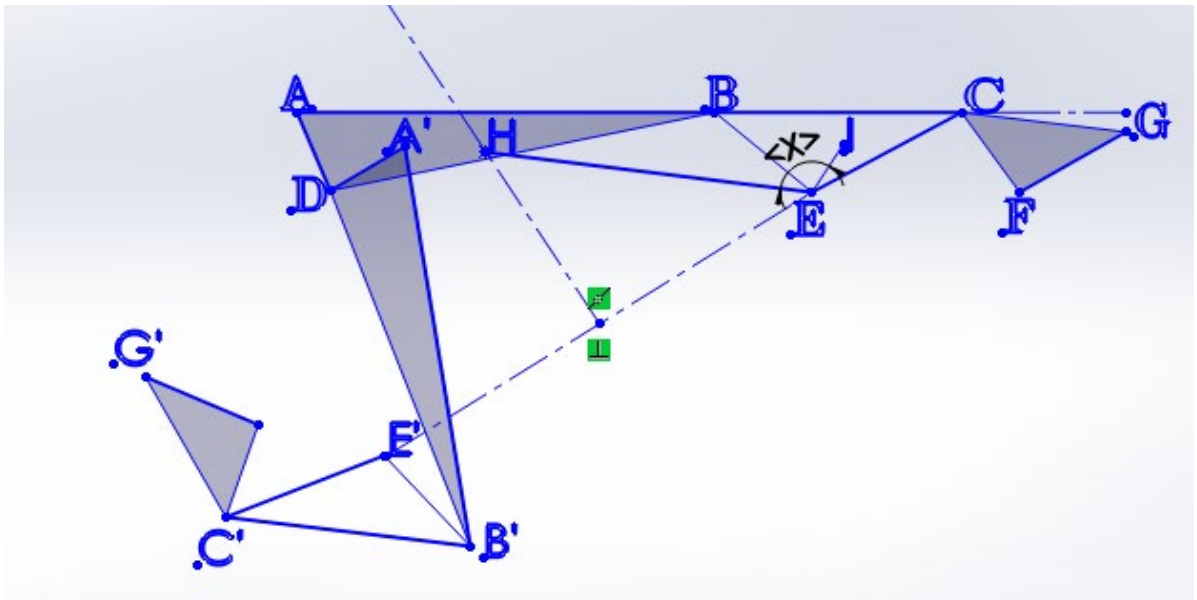
Paso 3. Se traza una línea desde el punto E al punto H, como se ilustra en la figura 46.

Figura 46. Paso 3.



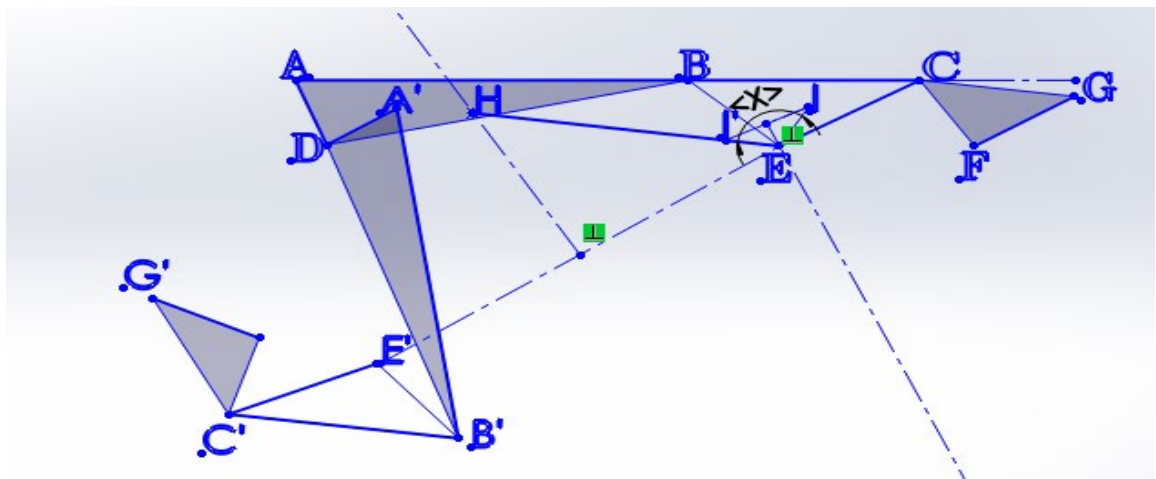
Paso 4. Se crea una línea en el punto E hasta un punto arbitrario I que forme un ángulo mayor a 90° con la línea EH, cómo se ilustra en la figura 47.

Figura 47. Paso 4.



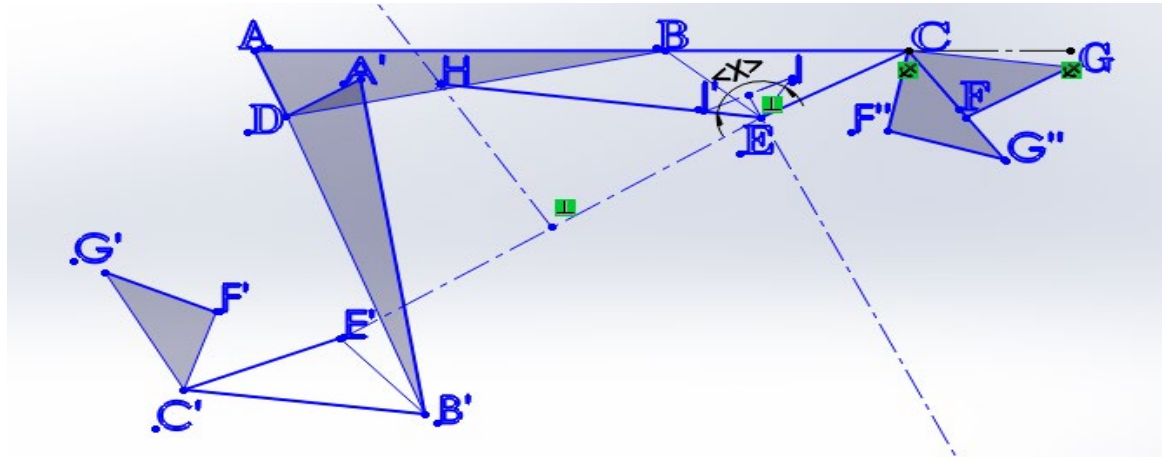
Paso 5. Se hace una copia de la línea EI y se sobrepone en la línea EH para crear el punto I', luego se traza una línea de I a I' y se crea una mediatriz, cómo se ilustra en la figura 48.

Figura 48. Paso 5.



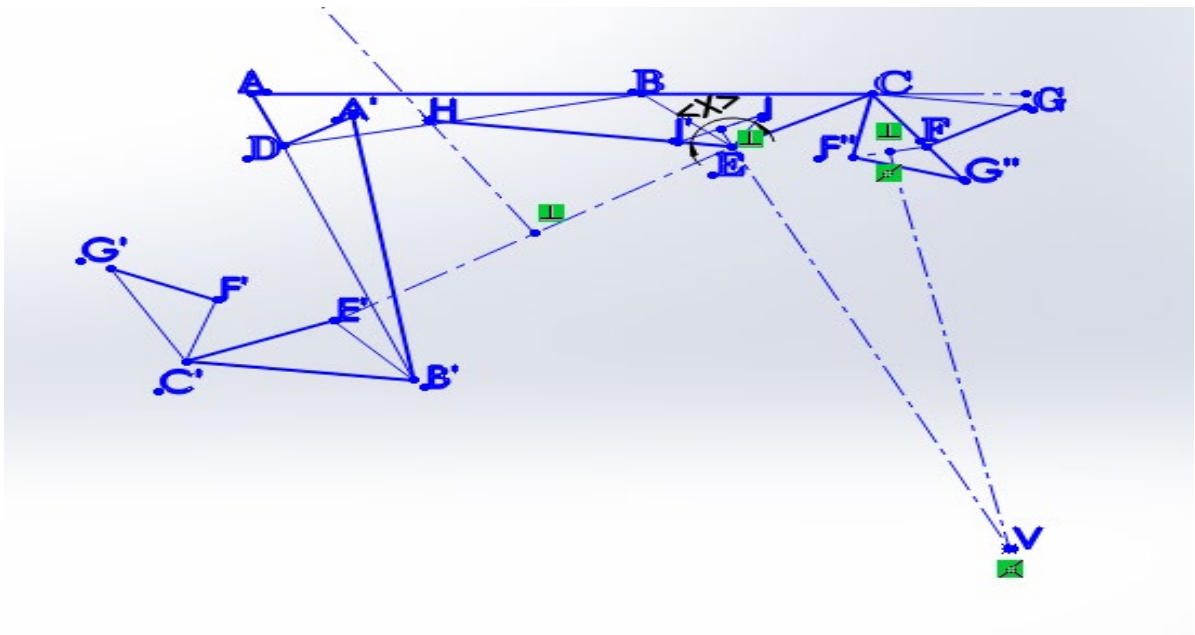
Paso 6. Se deja el dedo en la posición inicial y solo se mueve la falange distal a su posición final, como se ilustra en siguiente figura.

Figura 49. Paso 6.



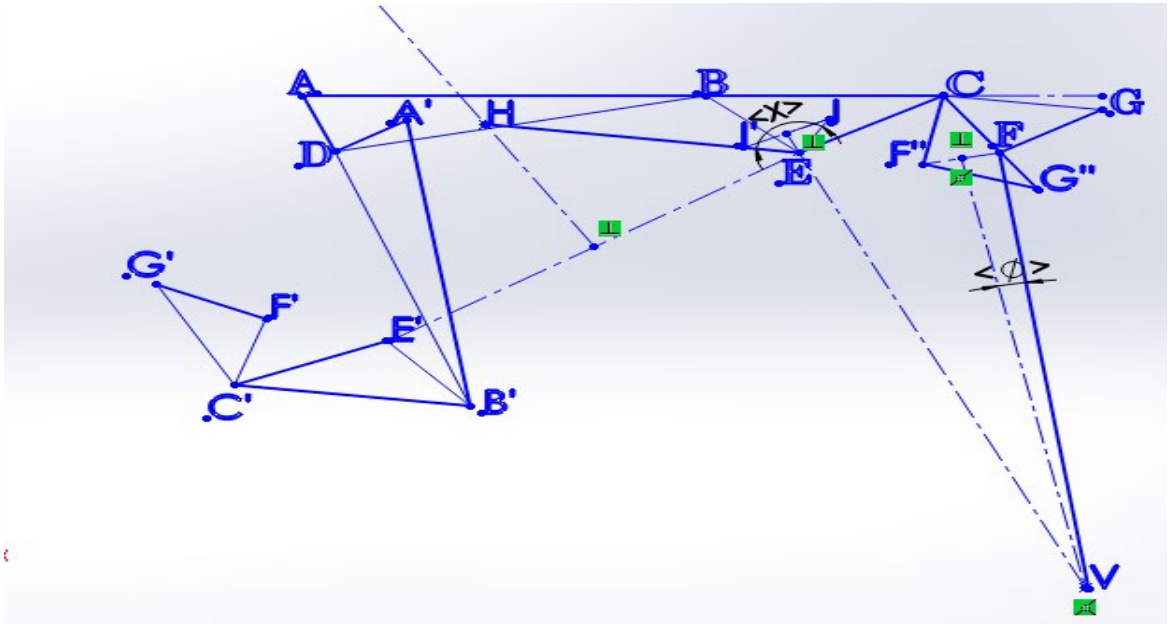
Paso 7. Se traza una línea de F a F'' para trazar una mediatriz, luego se crea un punto V en la intersección de las dos mediatrices, cómo se ilustra en la figura 50.

Figura 50. Paso 7.



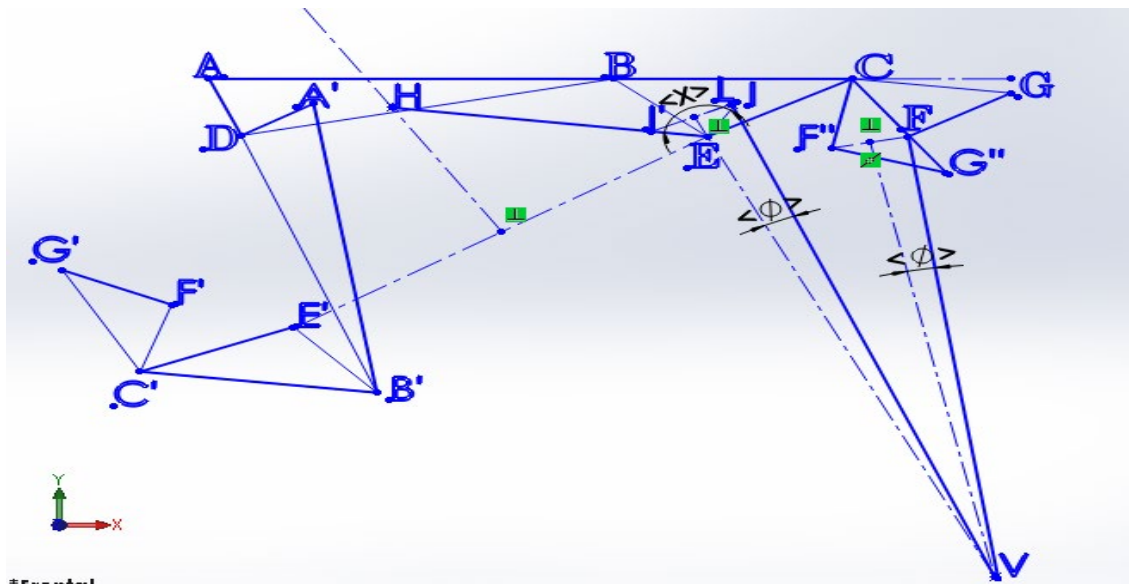
Paso 8. Se traza una línea del punto F a V y se calcula el ángulo \emptyset que se hay entre la línea de FV y la mediatriz F''F, cómo se ilustra en la figura 51.

Figura 51. Paso 8.



Paso 9. Se halla el punto L. Para esto se traza una línea del punto V a la línea l e l' formando el mismo ángulo ϕ formado entre las líneas VF y la mediatriz F''F con la línea EV, cómo se ilustra en la figura 52.

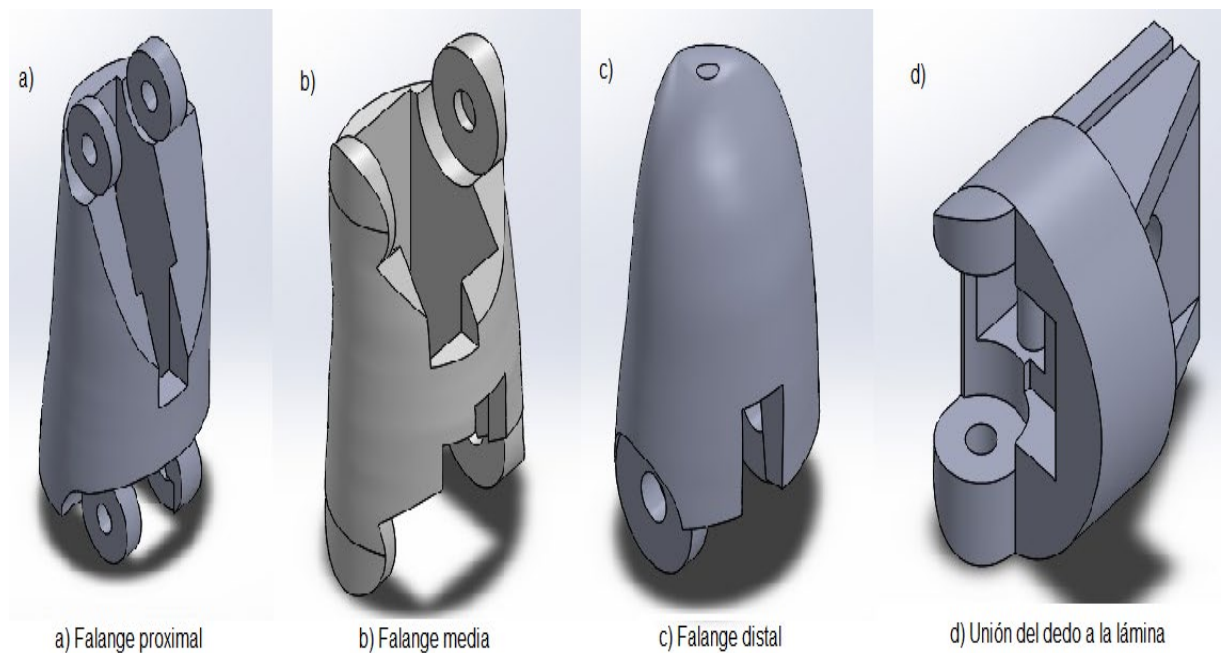
Figura 52. Paso 9.



Para cada falange se realizará una cubierta de material ABS, y luego se imprimirán mediante una impresora 3D para dar más estética al diseño final y hacer que el paciente se sienta cómodo; además, se diseña otra pieza, la cual permitirá ensamblar las tres falanges a la prótesis existente. Hay que aclarar que la prótesis no cuenta con el diseño de ningún dedo, y la palma de la mano es en lámina de aluminio, la cual es necesario diseñar para que simule la palma del paciente mediante impresión 3D. Debido a que no es parte del propósito de este proyecto, no lo cubriremos.

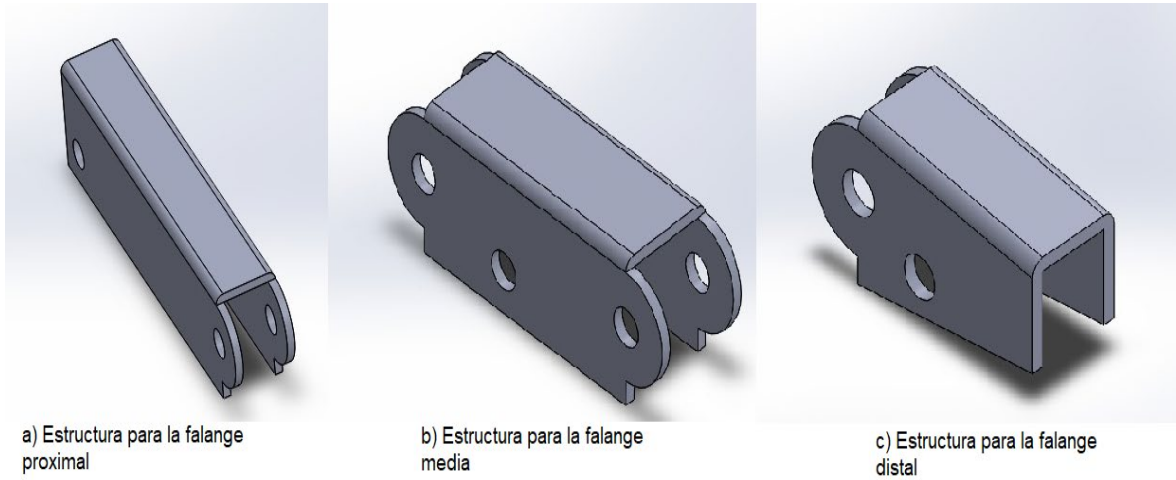
A continuación, se mostrará el modelado de la cubierta de cada falange y la unión de lo que sería el dedo a la lámina.

Figura 54. Modelamiento del dedo índice.



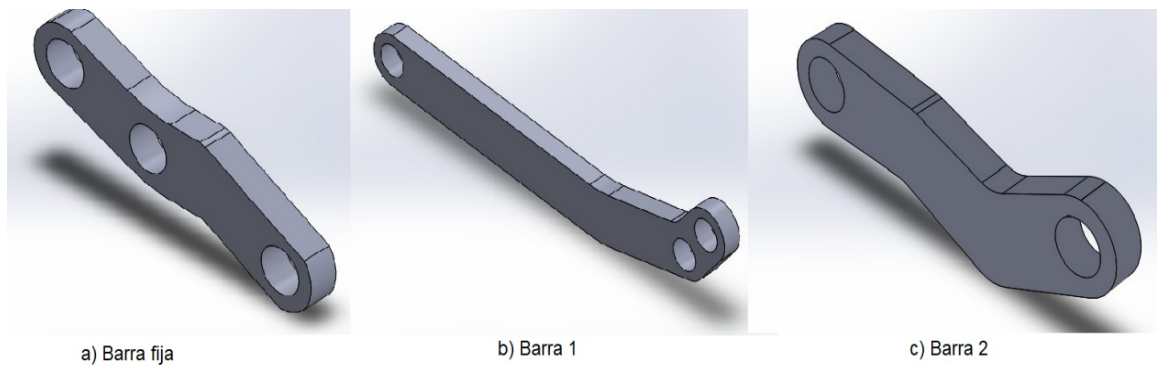
Luego se diseñó una estructura en aluminio, como se muestra en la figura 54, la cual será ensamblada en el interior de cada falange impresa, esto con el fin de mejorar las propiedades mecánicas de cada falange.

Figura 55. Estructura para cada falange.



Por último, se diseñó las barras que van a transmitir el movimiento en cada falange a través del cable de Bowden. Estas barras consisten en una barra fija, que conecta la unión del dedo con la lámina y la falange proximal; la barra 1, que conecta la falange proximal con la falange media y la barra 2, que conecta la falange media con la falange distal.

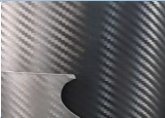
Figura 56. Barras para el mecanismo.



6.3.1.5 Costos de manufactura en efectivo. La siguiente tabla enumera la lista de costos de cada pieza fabricada, incluidos los costos de material y fabricación.

Cuadro 8. Costos de manufactura en efectivo.


Pieza	Nombre	Material	Costo
	Falange Proximal	Impresión 3D	\$ 13.000
	Falange Media	Impresión 3D	\$ 10.000
	Falange Distal	Impresión 3D	\$ 9.000
	Unión Palma dedo	Impresión 3D	\$ 12.000
	Estructura para la falange proximal	Aluminio	\$ 10.000
	Estructura para la falange media	Aluminio	\$ 10.000
	Estructura para la falange distal	Aluminio	\$ 10.000
	Barra fija	Aluminio	\$ 10.000
	Barra 1	Aluminio	\$ 10.000
	Barra 2	Aluminio	\$ 10.000

	Tornillería	-----	\$ 5.000
	Fibra de carbono	-----	\$ 25.000
Costo Total			\$ 134.000

6.3.1.6 Costos de los componentes electrónicos en efectivo. La siguiente tabla enumera la lista de precios de cada componente electrónico utilizado para el funcionamiento del dedo índice en la prótesis.

Cuadro 9. Costos de los componentes electrónicos.

Componente	Nombre	Costo
	Sensor MyoWare	\$ 200.000
	Arduino nano	\$ 33.000
	Servomotor MG90S	\$ 20.000
	Cableado y soldadura	\$ 15.000
	Batería	\$ 50.000
	Pulsador	\$ 5.000

	Electrodos	\$ 30.000
Costo Total		\$ 353.000

6.3.1.7 Costo total en efectivo. Para calcular el costo total en efectivo de la construcción y funcionamiento del dedo índice, se tiene en cuenta los costos de manufactura y de los componentes electrónicos, así como el costo intelectual de los autores; para ello se hizo un aproximado de 135 días de trabajo (alrededor de 4 meses y medio), distribuidos en tres horas diarias con un valor de \$ 6.610 pesos por hora, lo que equivale a \$ 2.677.050 pesos por estudiante.

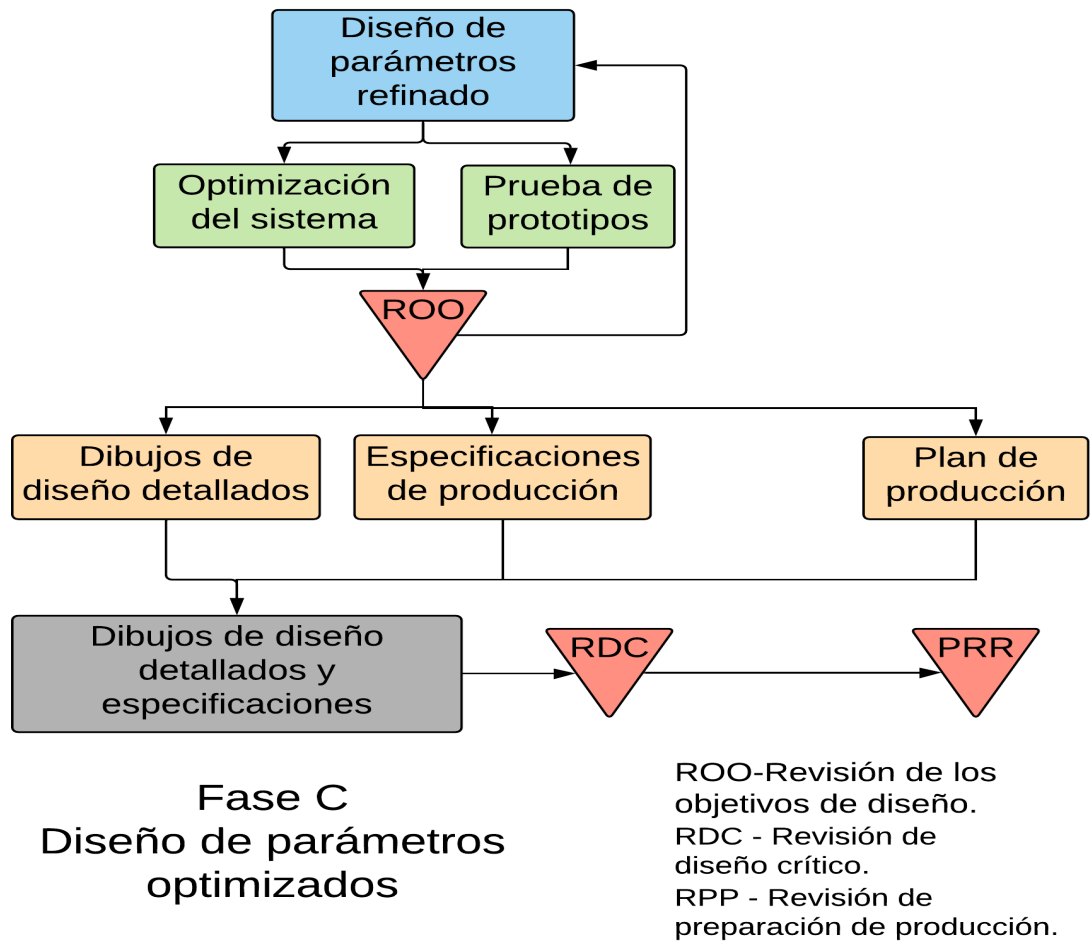
Cuadro 10. Costo total en efectivo.

Concepto	Valor
Manufactura	\$ 134.000
Componentes electrónicos	\$ 353.000
Propiedad intelectual autores	\$5.354.100
Total	\$ 5.841.100

6.4 FASE C

En esta fase se mejoran los parámetros de diseño mediante la optimización del sistema y prueba del prototipo (esta parte se realiza en la fase D), para lo cual es necesario realizar los siguientes pasos: planos de diseño detallados, especificaciones de producción y planes de producción.

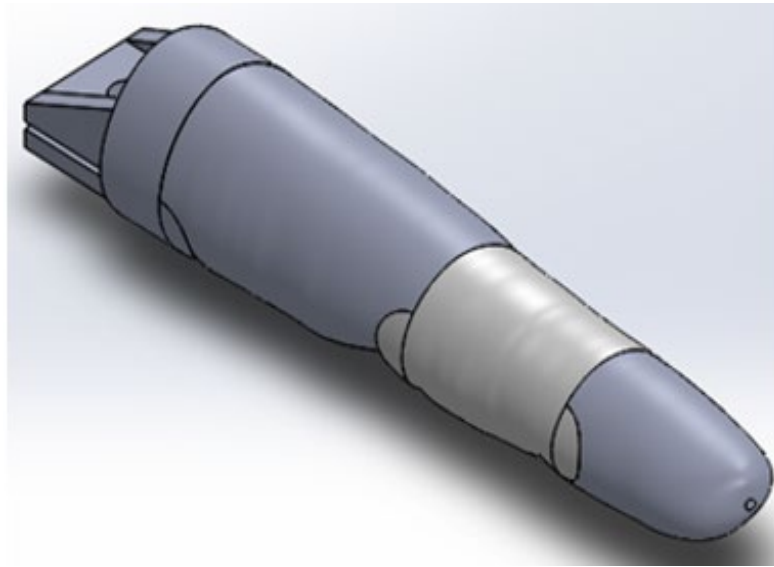
Figura 57. Fase C.



Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD. Traducido al español.

6.4.1 Diseño en detalle. Este diseño es más preciso, porque tomaron varias fotos del dedo índice del paciente en diferentes planos, para así exportarlas al programa SOLIDWORKS y crear un boceto más parecido al dedo índice del usuario y así obtener una apariencia casi real. Además, se creó una pieza que une la palma con el dedo.

Figura 58. Diseño final del dedo índice.

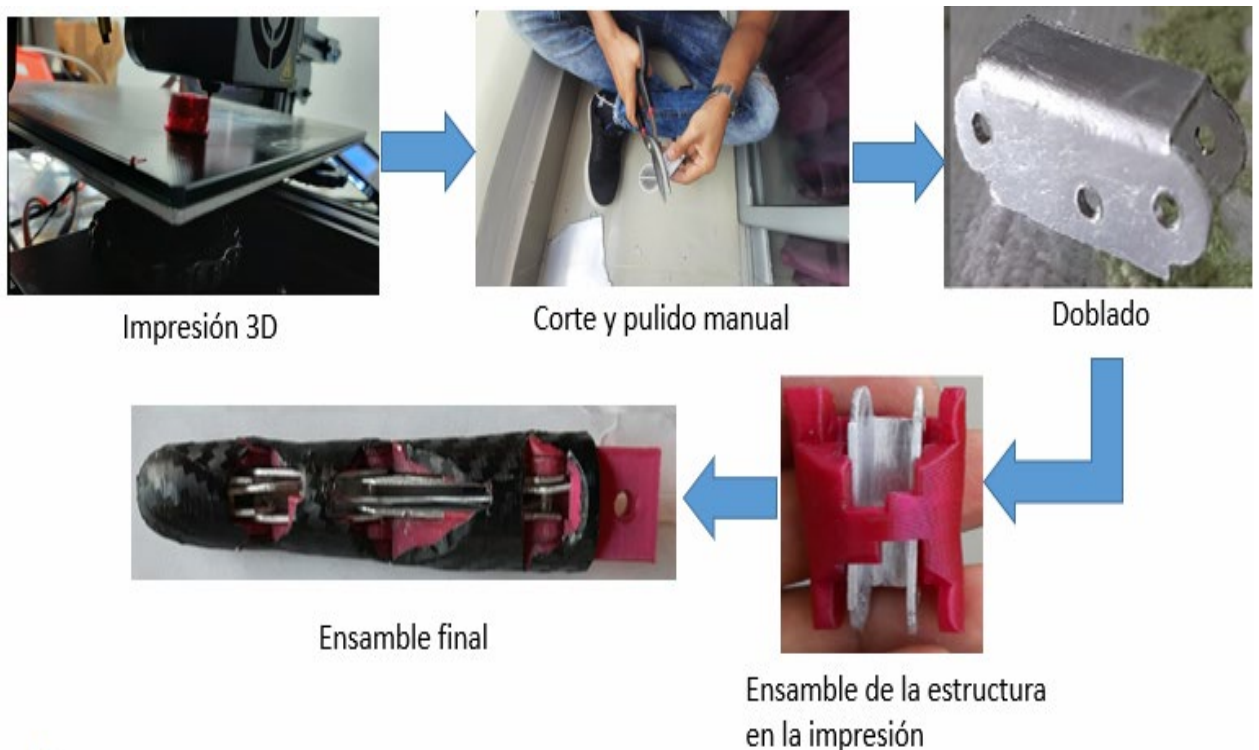


6.4.2 Especificaciones en producción. Cabe recordar que durante la impresión 3D, cambiará de líquido a sólido, cuando esto ocurra, el material ABS se expandirá, dando como resultado un ligero cambio en las dimensiones de cada pieza. Al planificar la estructura de cada falange, se debe tener en cuenta la expansión de la lámina cuando se realice los dobleces.

6.4.3 Plan de producción. Mediante una impresora 3D se fabricarán la cubierta de cada falange y la unión del dedo con la palma. Para la estructura de cada falange, de acuerdo con los planos se cortará y perfora la lámina de aluminio, y para que tenga mejor acabado se pulirá; luego se realiza el respectivo doblado. Para la fabricación de las barras de accionamiento solo se corta, taladra y pule cada pieza de acuerdo con sus planos.

Ya teniendo cada pieza fabricada se procede a ensamblarlas y así obtener un prototipo totalmente construido.

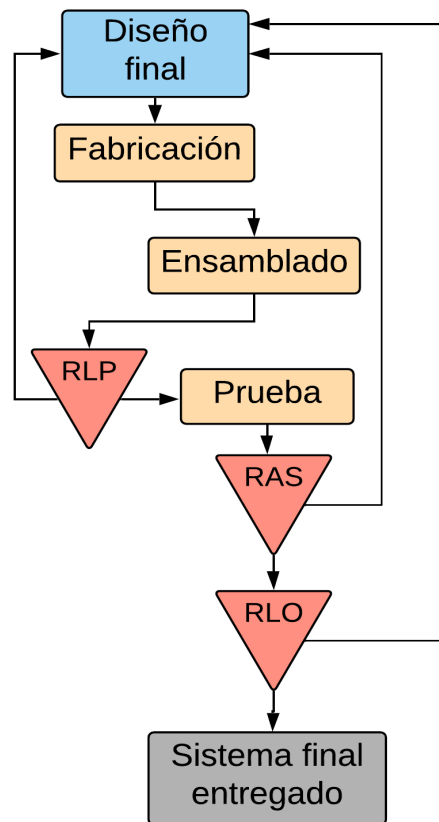
Figura 59. Plan de producción



6.5 FASE D

En esta última fase, se realizan los siguientes pasos: fabricación, montaje y pruebas de diseño. Después de la fabricación y el ensamblaje, se llevará a cabo una revisión de lectura de la prueba (ver anexo F) y, después de la prueba, se llevará a cabo la revisión de aceptación del sistema. Finalmente, se revisan la preparación operativa para producir el sistema final que se entregará.

Figura 60. Fase D.



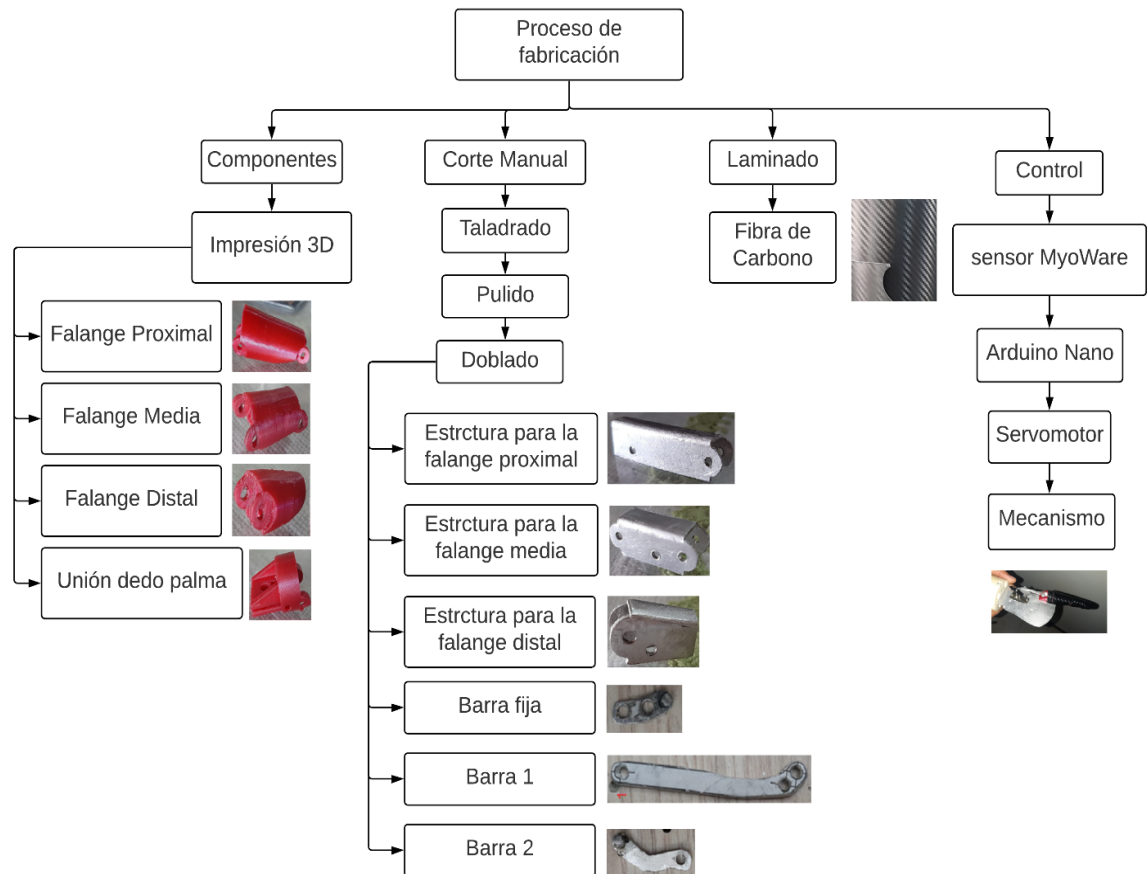
Fase D
Fabricación, ensamble
y prueba

RLO - Revisión de
lecturas operativas
RAS - Revisión de
aceptación del sistema
RLP - Revisión de
lecturas de prueba

Fuente: NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD. Traducido al español.

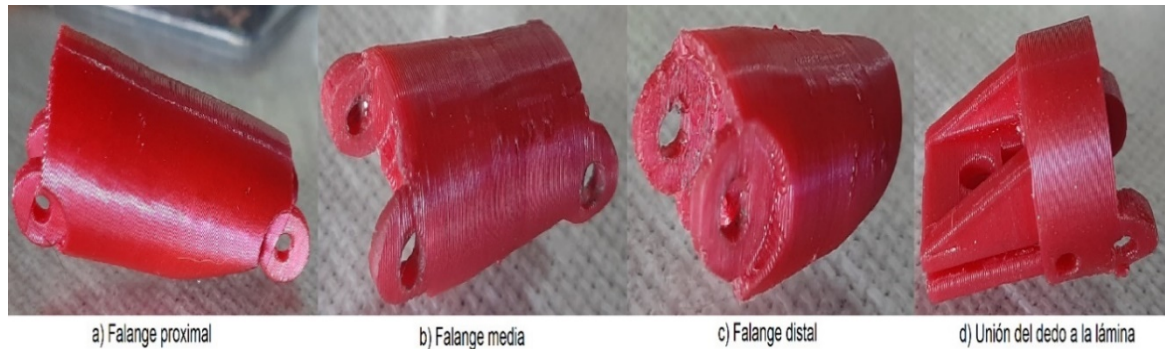
6.5.1 Construcción. Para la construcción del dedo índice se deben utilizar diferentes procesos de fabricación, como la impresión 3D, corte manual con tijeras, taladrado, doblado, pulido con lima y recubrimiento de fibra de carbono.

Figura 61. Diagrama de flujo del proceso de fabricación.



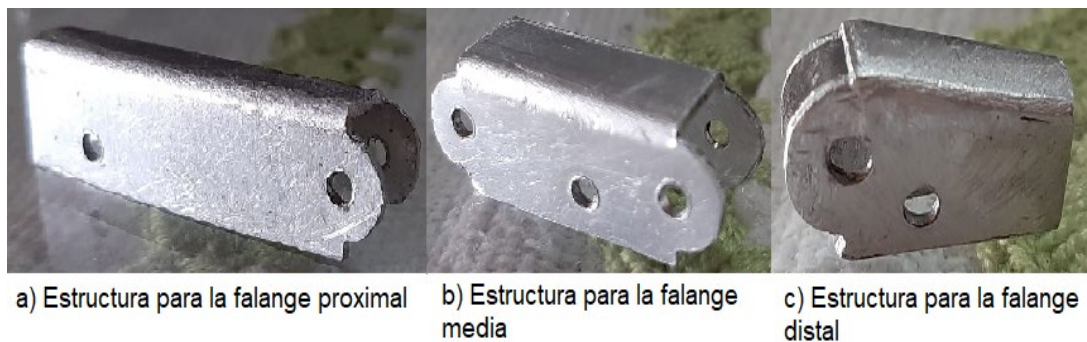
Para la estructura del dedo índice, primero se requiere la impresión 3D, ya que anteriormente se tiene el modelado de las tres falanges y la unión, por lo que se puede ver los resultados de estas impresiones en la siguiente figura.

Figura 62. Impresión 3D del dedo índice.



Luego se continúa construyendo lo que sería la estructura para cada falange. Para esto, primero se realizó un plano en 2D de cada estructura, posteriormente se imprimió en papel adhesivo para pegarlo a la lámina de aluminio, en seguida se realizaron los taladrados necesarios para cada estructura; luego se realiza un corte manual con la ayuda de unas tijeras que permitió cortar dicha lámina de acuerdo con los planos. Posterior al corte, se realizó un pulido con una lima para dar mejor acabado (ver anexo B). Finalmente, estas piezas fueron llevadas a la dobladora, ya que para cada estructura se necesita realizar dos dobles a 90° y así terminar la construcción de cada una de estas, como se puede observar en la figura 63.

Figura 63. Estructura en aluminio de cada falange.



Con las mismas operaciones anteriormente nombradas, a excepción de doblar la lámina, se procede a fabricar la barra fija, barra 1 y barra 2 como se muestra en la

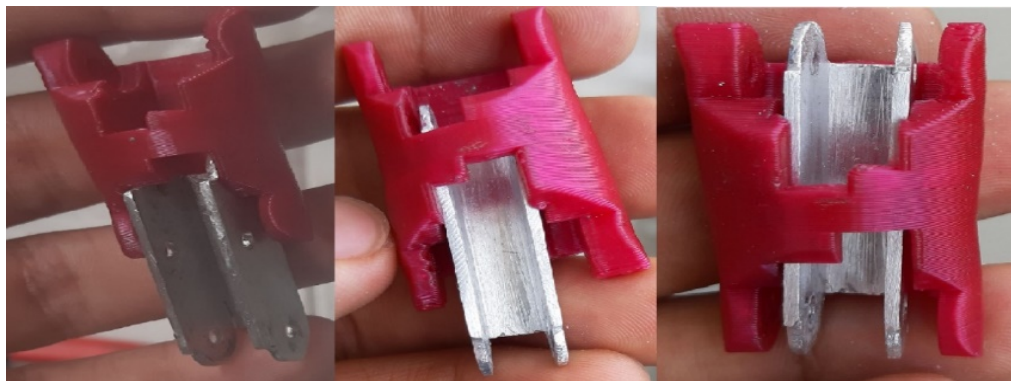
figura 63. Cabe aclarar que en ese momento de tomar la imagen no se había hecho la operación de pulido.

Figura 64. Barras de accionamiento.



6.5.2 Ensamble. Ya teniendo todas las piezas fabricadas se procede a ensamblarlas de acuerdo con la posición donde deben ir. Primero se ensambló la estructura en aluminio dentro de la cubierta en ABS, como se observa en la siguiente figura.

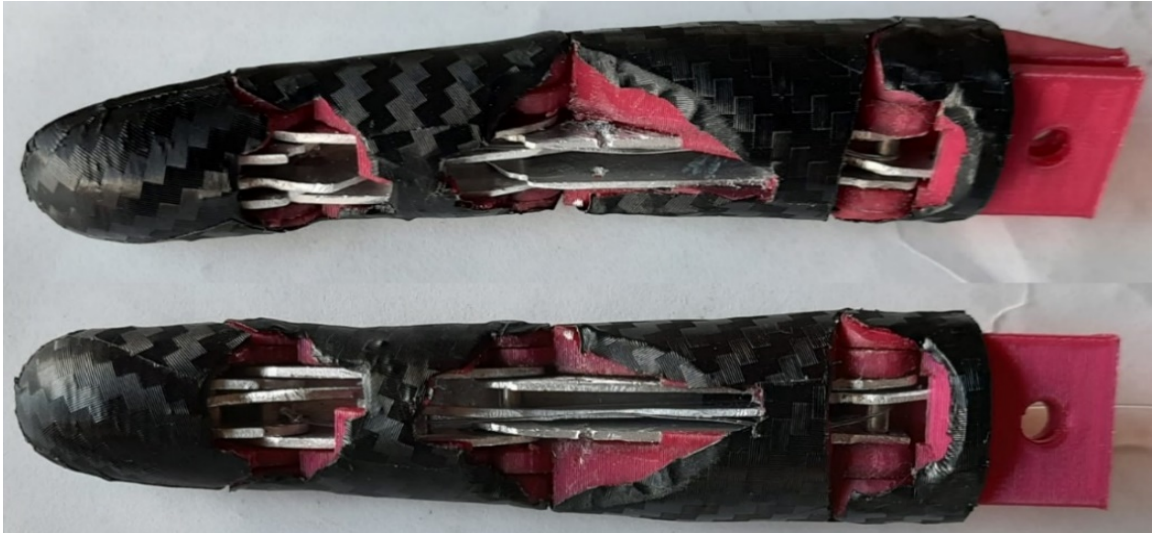
Figura 65. Ensamble de la estructura de aluminio dentro de la cubierta en ABS.



Ya teniendo las tres estructuras dentro de su respectiva cubierta, se les hace un recubrimiento en fibra de carbono y después se procede a ensamblar la falange proximal con la falange media, la falange media con la falange distal y la falange proximal con la unión del dedo y la lámina; a su vez se ensambla la barra fija, la barra 1 y la barra 2, ya que van dentro de la estructura en aluminio. Para realizar

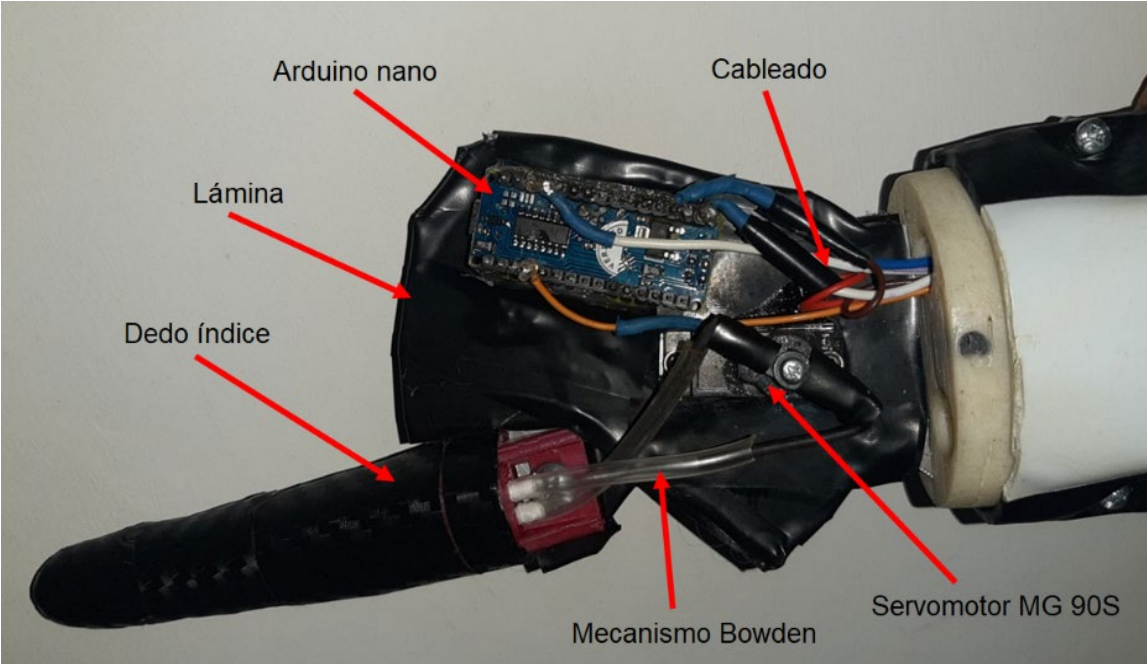
este ensamble se usaron ejes, los cuales permitieron unir las piezas y además permiten desarrollar el movimiento que se desea. Este ensamble se ilustra en la siguiente figura.

Figura 66. Ensamble del dedo índice.



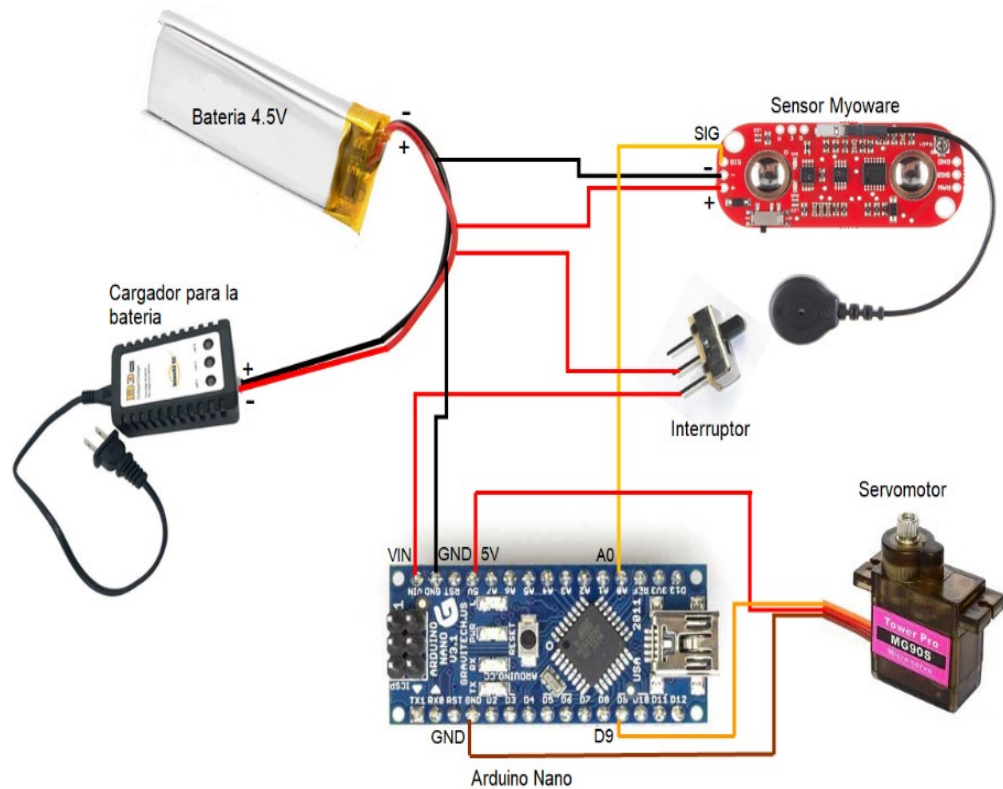
Una vez ensamblado el dedo índice, se procede a ensamblarlo en la lámina que sería la palma en la prótesis; además, en esta lamina ira el servomotor y el arduino nano. Este ensamble se podrá apreciar en la siguiente figura.

Figura 67. Ensamble completo.



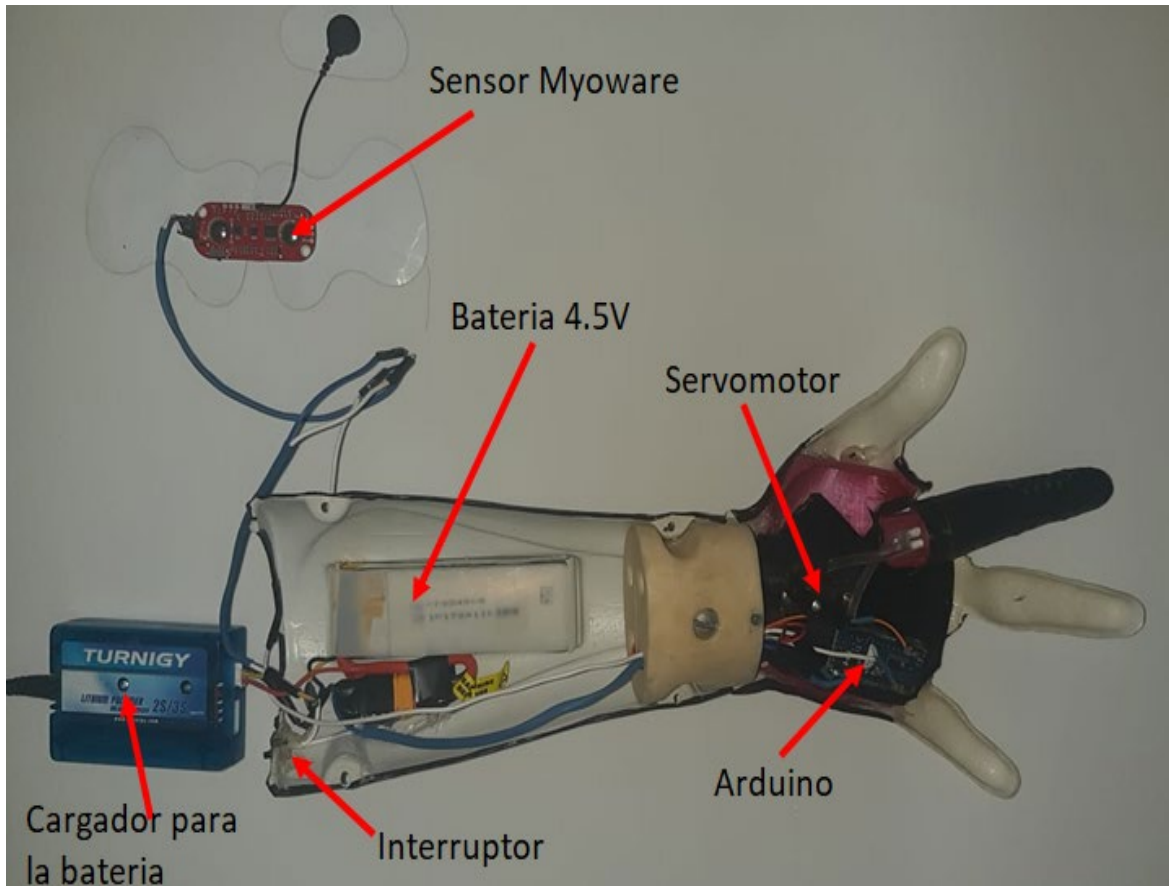
6.5.3 Montaje electrónico. Se diseñó un circuito electrónico para la prótesis que permite que una batería de aproximadamente 4.5 V alimente el sensor muscular y el arduino nano, para que este último alimente el servomotor; cómo se puede ver en la imagen de abajo.

Figura 68. Circuito electrónico.



Teniendo en cuenta el circuito anterior, se procede a realizar el circuito en la prótesis. Para ello, se debe medir la tensión de cada conexión, ya que esto puede evitar cargas de sobretensión, que pueden provocar cortocircuitos y eventualmente quemar algunos componentes electrónicos o en el peor de los casos, daños al paciente durante su uso, para estas medidas se utiliza un multímetro digital (ver anexo C). La siguiente imagen se puede ver el montaje.

Figura 69. Ensamble electrónico.



De acuerdo con la programación que el director desarrollo, tenía el problema de que se debía ajustar cada vez que se usara porque el valor de la señal EMG cambiaba. Por este motivo, se ha mejorado la programación que permite la estandarización de los valores de la señal electromiográfica cada vez que se utiliza. A continuación, se explicará la programación completa.

Primero se llama a la librería *Servo.h*, la cual permite activar el servomotor. Luego se crea una matriz $h[60]$ donde se guardan 60 datos consecutivos, estos datos son numéricos y se recolectan mediante la captación de la señal electromiográfica. Se crea un contador K que inicie en cero y mediante el comando *Servo myservo*, se crea un objeto tipo servo para controlar el servomotor. Luego con el comando *Serial.begin(9600)* se inicia la comunicación de todo el sistema en baudios y con el

comando *myservo.attach(9)*, se liga el servo conectándolo al pin 9 de la tarjeta arduino nano.

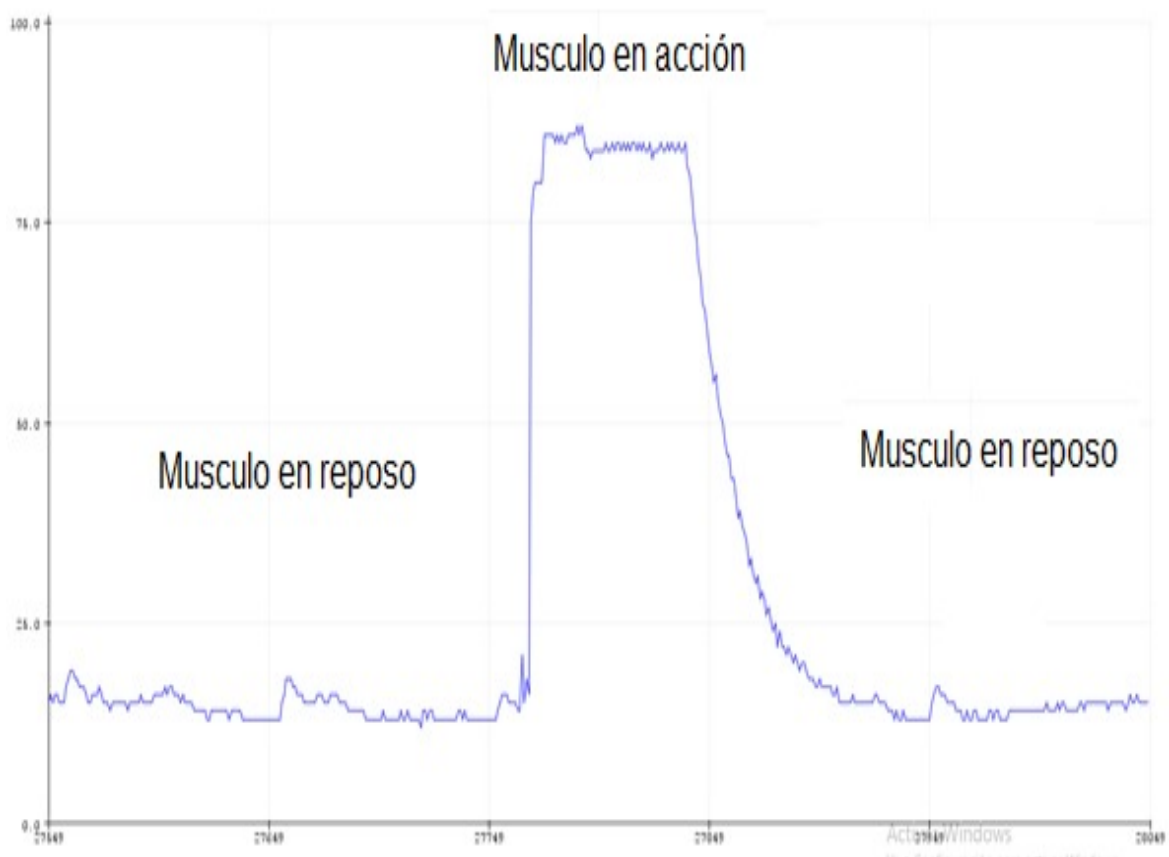
Después se crea una media móvil, para esto se crea una variable $N=60$, donde K va aumentando en uno cada ciclo, además se crea una variable flotante $y1$ donde se almacenan los datos captados por el sensor y estos a su vez se van guardando en un vector $h[t]$. Se crea una variable flotante $y2$ donde se usa la función *average* que permite promediar los datos obtenidos entre h y N . Después se crea otra variable flotante $y3$ que va a hacer el valor absoluto de la diferencia entre $y1$ y $y2$; a esta variable le agregamos la función *map* para poder hacer una escala con los valores obtenidos, ya que estos valores van de 0 a 1023, los cuales son muy altos y se dificulta el procesamiento de esta señal.

Para poder ver los datos obtenidos en una gráfica se usa el comando *Serial.println(y3)* y para no saturar el procesador se le da una pausa de 10 milisegundos, por medio del comando *delay*. Por último, se crea un condicional que permite establecer si la señal pasa de un valor el servo gire 150° y si no que vuelva a la posición inicial, ver anexo D.

La programación anteriormente desarrollada solo permite estirar o flexionar el prototipo del dedo índice, lo que quiere decir, es que el prototipo del dedo índice se mueve como un sistema On-Off.

A continuación, se puede observar la gráfica que genera la señal electromiográfica cuando el músculo del paciente está en reposo (dedo estirado) y cuando este se activa (dedo contraído).

Gráfica 2. Señal electromiográfica del músculo flexor profundo de los dedos.



6.5.4 Test de satisfacción. Antes de realizar la prueba de funcionamiento de la prótesis, se le plantea una serie de preguntas al paciente, de las cuales se puede concluir que la construcción del dedo índice cumple aceptablemente con los requisitos propuestos. Esta prueba se puede observar en los anexos.

6.5.5 Prueba funcional. La primera prueba funcional se basa en observar si el sensor está captando señales musculares, luego comprobar si la señal se está procesando, y finalmente verificar si el servomotor recibe la orden correcta, que cuando este gire mediante el cable Bowden le transmite el movimiento al mecanismo de Toronto y permita contraer o extender el dedo índice, dependiendo de la señal que se esté procesando.

Figura 70. Prueba funcional del dedo índice en la posición inicial (estirado).



Figura 71. Prueba funcional del dedo índice flexionado.



6.5.6 Peso del prototipo funcional. A continuación, se presenta el peso total de la prótesis y el peso del prototipo del dedo índice. Además, la tabla muestra el peso de cada componente de la prótesis y el valor aproximado del peso total, ya que no se tuvieron en cuenta el peso que produce la tornillería y el cableado del sistema.

Figura 72. Peso total de la prótesis.



Figura 73. Peso del dedo índice.



Cuadro 11. Peso de cada pieza del prototipo.

Pieza	Peso (g)
Sensor muscular	26
Cubierta de la palma en poli estireno	87
Cubierta del muñón + Batería	249
Socket + lamina+ arduino + servomotor	147
Muñón	70
Dedo índice	29
Total	608

7 CRONOGRAMA

Cuadro 12. Cronograma de actividades del proyecto.

	Mes	jun-01				jul-20				ago-20				feb-21				mar-21				abr-21							
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4				
Etapa 1. Diseño geométrico	Actividad / Semana	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
	Aprobación de Tema																												
	Reunión con el director																												
	Recolección de la información preliminar																												
	Búsqueda de modelos y planos																												
	Identificación de componentes																												
	Diseño de componentes																												
	Diseño de procesos																												
	Entrega de plan de proyecto																												
	Etapa II. Instrumentación	Diseño mecanismo de accionamiento																											
Selección de materiales																													
Elaboración de componentes																													
Etapa III. Algoritmos de	Algoritmos basados en el dominio temporal																												
	Algoritmos basados en el dominio de la frecuencia																												
Etapa IV. Operación	Implementación del mecanismo de accionamiento con los algoritmos de control																												
Etapa V. Resultados	Movimiento del dedo mediante impulsos mioeléctricos																												
Etapa final	Entrega de libro																												

8 PRESUPUESTO TOTAL

A continuación, se presenta los valores aproximados aportados para la realización por parte de los estudiantes.

Cuadro 13. Presupuesto total del proyecto de grado.

Ítem	Concepto	Valor		Cantidad		Recursos		Total
		Hora	Pieza	Horas	Piezas	Efectivo	Especie	
1	Director del proyecto	\$305.000	-	30	-	-	\$9.150.000	\$9.150.000
2	Coinvestigadores (2)	\$6.500	-	810	-	\$5.354.100	-	\$7.020.000
3	Papelería y útiles escritos	-	-	-	-	\$50.000	-	\$50.000
4	Libros y material bibliográfico	-	-	-	-	-	\$4.600.000	\$4.600.000
5	Licencia de Software SolidWorks	-	-	-	-	-	\$180.000	\$180.000
6	Licencia de Software Matlab	-	-	-	-	-	\$180.000	\$180.000
7	Componentes electrónicos	-	\$353.000	-	-	\$353.000	-	\$353.000
8	Herramientas e imprevistos	-	\$100.000	-	-	\$100.000	-	\$100.000
9	Computador	-	\$1.799.990	-	1	-	\$1.799.990	\$1.799.990
10	Manufactura de la estructura del dedo	-	\$134.000	-	-	\$134.000	-	\$134.000
Total						\$5.991.100	\$15.909.990	\$21.901.090

9 CONCLUSIONES

- Con la ayuda del mecanismo de Toronto utilizado en este prototipo, el dedo índice puede rotar aproximadamente un 97% en relación con los grados obtenidos de la biometría, esto se puede apreciar en los anexos.
- La metodología y el proceso de diseño utilizados en la construcción de este prototipo se pueden utilizar para construir los dedos faltantes de la prótesis (excepto el dedo pulgar).
- Al iniciar la prueba de funcionamiento del prototipo, se requiere mantener el antebrazo quieto por un corto tiempo después de colocar el sensor muscular, para que el sensor pueda adaptarse y capturar mejor la señal muscular.
- Con los procesos de manufactura utilizados se logró darle un acabado más estético al prototipo, además de mejorar las propiedades mecánicas de cada ensamble sin aumentar el peso.
- Al utilizar el proceso de fabricación, además de mejorar las propiedades mecánicas de cada componente sin aumentar el peso, también puede proporcionar un acabado más estético al prototipo.
- El paciente no presentó ninguna dificultad al momento de accionar la prótesis debido a que los impulsos nerviosos que van dirigidos hacia la zona muscular del antebrazo están ilesos, lo que facilita la captación de esta señal y el algoritmo desarrollado permitió procesar esta señal de forma aceptable.

10 RECOMENDACIONES

- Tener las especificaciones de todos los elementos electrónicos especialmente la batería que se va a usar para evitar sobrecargas de tensión en el circuito y verificar con el multímetro.
- Tener en cuenta la deformación que sufre el aluminio al momento del doblado, ya que esto ocasiona que se sobredimensione la pieza.
- Tener en cuenta la expansión que sufre el material ABS al momento de imprimir las piezas, ya que este material cambia de estado líquido a sólido.
- Se recomienda que el taladrado se realice con un taladro de eje vertical para obtener una mayor precisión.
- Se recomienda limpiar la zona con alcohol donde se van a pegar los electrodos, lo cual permite una mejor captación de las señales electromiográficas y estos solo usarlos una vez, debido que al momento de despegarlos estos pierden adherencia y por ende no captaran bien la señal.
- Se recomienda cambiar el servomotor por micro motores por cuestiones de espacio, ya que se necesitan ubicar los demás dedos de la prótesis.
- Se recomienda averiguar otro tipo tarjeta más pequeña, que reemplace la tarjeta arduino nano, ya que en lo que sería la palma de la prótesis no se cuenta como mucho espacio.
- Se recomienda implementar o desarrollar otra programación que permita tener diferentes posiciones del dedo índice, ya que la programación desarrollada en este trabajo de grado solo permite un sistema On-Off (flexionado o estirado) y

para esto es necesario cambiar el sensor muscular, el cual permita una mejor captación de toda la zona muscular.

BIBLIOGRAFÍA

APRENDIENDO ARDUINO. Hardware arduino. 2017. Disponible en <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/category/microcontrolador/>, consultado el 21 de julio de 2020.

BANCO MUNDIAL. Discapacidad [en línea]. 2019. Disponible en <https://www.bancomundial.org/es/topic/disability#1>, consultado el 5 de junio de 2020.

BOTICS EDUCATIONAL ROBOTICS KITS. Proyecto N°1: controla un servomotor. Disponible en <https://www.ebotics.com/es/actividad/proyecto-no-1-controla-un-servomotor/>, consultado el 21 de julio de 2020.

C. Lucia. Top 12 de prótesis impresas en 3D, ayudando con nuevas tecnologías. En: Web. 3D natives. Abril, 2018. Disponible en <https://www.3dnatives.com/es/protesis-impresas-en-3d-100420182/>

CALVACHE JARAMILLO, Alberth Alexander. OVIEDO PINTO, Ángel Eduardo; BUENO LOZANO, Ricardo. 2017. Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación por debajo del codo. [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de ingenieros electrónicos y mecánico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y telecomunicaciones. Escuela de ingeniería mecánica. Escuela de ingeniería electrónica.

CHAVEZ, Nancy; MARTINEZ, Martha; ESPINOZA, Jorge; MURILLO, Luis. (2014). DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA MANO. Congreso Universitario 2014. 307. [Base de datos en línea] Disponible en

https://www.researchgate.net/publication/279446115_DISENO_E_IMPLEMENTACION_DE_UNA_PROTESIS_MIOELECTRICA_PARA_MANO/link/55929ccf08ae5af2b0eb44eb/download consultado el 6 de julio de 2020.

CIFUENTES GONZÁLEZ, Irving. Extracción de características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada Hilbert-Huang y redes neuronales. 2012.

CONTELL, Elena. Amputaciones en la infancia. Efisiopediatric. [en línea]. Disponible en <https://efisiopediatric.com/amputaciones-en-la-infancia/>

DANE. Censo general 2005, Discapacidad personas con limitaciones permanentes [en línea]. 2005. Disponible en https://www.dane.gov.co/files/censos/discapacidad/preva_indices.pdf

DELGADO VELOSA, Eusebio y CORDERO CARDOZO, Edinson. Estimación de la velocidad de los movimientos básicos de la mano, a partir de las señales electromiográficas y usando redes neuronales artificiales. Trabajo de grado para optar al título de ingeniero electrónico. Universidad Industrial de Santander, Facultad de ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y de telecomunicaciones, Bucaramanga, 2010.

ELECTROPOLIS. Micromotores Disponible en: <https://www.electropolis.es/blog/micro-motores-electricos/>, consultado el 23 de julio de 2020.

FAN, Iva. People's Cable Group Co., Ltd. Made-in-china. [en línea] 201. https://es.made-in-china.com/co_renmincable/product_AWG-Welding-Torch-Bowden-AC-Cable_ryehghung.html

GARCÍA-PORRERO, Juan. HURLÉ, Juan. Anatomía humana. Interamericana: McGRAW-HILL. 2005.

GOROSITO, Martín Alejandro; JARA, Nicolás. Prótesis funcional superior controlada a partir de dispositivo Myo [Base de datos en línea]. 2017. Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales. Ingeniería Biomédica. Disponible en <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/6532>, consultado el 4 de julio de 2020.

HERNÁNDEZ GARCÍA, Jesús. 2013. Frecuencia y causas de amputación en pacientes atendidos en la dirección de atención a la discapacidad, por el programa de apoyo de ayudas funcionales del DIF Estado de México, 2011-2012. Trabajo de grado Profesional en Licenciado en Terapia Física. Toluca, Estado de México.: Universidad Autónoma del Estado de México. Facultad de Medicina. Departamento de Evaluación Profesional, 2013.

HOCHSHILD, Jutta. Anatomía funcional para fisioterapeutas. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2017.

HURTADO Pedro; LUVIAN David; VIDAL Luis; GARCÍA Luz. Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica. [Base de datos en línea]. Mundo Fesc. 2018-10-22 Disponible en <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:ZhUPIf1OQRsJ:https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6638697.pdf+&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=co> consultado el 5 de julio de 2020.

LAVERDE, Sonia. Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctrica. En: Rev. El Hospital. Enero, 2015. Disponible en <http://www.elhospital.com/temas/Colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438?pagina=1>

LAVERDE, Sonia. Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctrica. En: Rev. El Hospital. Enero, 2015. Disponible en <http://www.elhospital.com/temas/Colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438?pagina=2>

LEÓN Fabian; CAMACHO jhonatan. 2008 Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones emg para prótesis de mano. [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero electrónico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y telecomunicaciones.

LOAIZA, Jair; ARZOLA, Nelson. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano: prototipos de prótesis de mano desarrolladas en Colombia. [Base de datos en línea]. Agosto 16 de 2011. Revista UNAL. Disponible en <https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/19354/48745>, consultado 4 de julio de 2020.

LOIS GUERRA, Juan. Manual de fisioterapia. 2 ed. México: El manual moderno, S.A de C.V. 2018

LÓPEZ Ernesto; MARTÍNEZ Rigoberto; VILCHIS Adriana. Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz Semg. DOAJ. [Base de datos en línea] Disponible en <https://doaj.org/article/2cf2aac7534747608e9c9c50f1214e66> consultado el 5 de julio de 2020.

MAXON. Motor DCX Disponible en: <https://www.maxonmotoriberica.es/tag/motores-dc/>, consultado el 23 de julio de 2020.

MEDLINEPLUS. Perdidas de extremidades [en línea]. 2019. Disponible en <https://medlineplus.gov/spanish/limbloss.html>, consultado el 5 de junio de 2020.

MOLINA NAVARRO, Rafael Ricardo; MORA LIÑAN, Bayrón. 2019. Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovascular (ACV). [en línea]. Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero mecánico. Bucaramanga, Colombia. Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería mecánica.

MOORE, Keith. DALLEY, Arthur. AGUR, Anne. Anatomía con orientación clínica. 8 ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017.

MYSZKA, David. Máquinas y mecanismo. 4 ed. México: Pearson educación, 2012.

NASA ESMD Capstone Design. By John K. Gershenson, PhD

NOS UNE SANTANDER. Santander, mayor productor de panela en Colombia [en línea]. 2016., Disponible en <http://historico.santander.gov.co/index.php/prensa/item/15272-santander-mayor-productor-de-panela-en-colombia>, consultado el 18 de junio de 2020.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. Informe mundial sobre la discapacidad [en línea]. 2011., 8 p. Disponible en https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/accessible_es.pdf?ua=1, consultado el 5 de junio de 2020.

PÉREZ PORTO, Julián; GARDEY, Ana. Definición de prótesis. [En línea]. 2015. Disponible en <https://definicion.de/protesis/>, Consultado el 5 de julio de 2020

QUE SIGNIFICADO. ¿Qué es un cable Bowden? Disponible en: <https://quesignificado.org/que-es-un-cablebowden/#:~:text=Un%20cable%20Bowden%20es%20un,poleas%20para%20bicicletas%20y%20autom%C3%B3viles>.

QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres [en línea]. Universidad del Cauca. 2010. Tesis de maestría. Disponible en <http://repositorio.unicauca.edu.co:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1269/DISE%C3%91O%20Y%20CONSTRUCCION%20DE%20UNA%20PROTESIS%20ROBOTICA%20DE%20MANO%20FUNCIONAL%20ADAPTADA%20A%20VARIOS%20AGARRES.pdf?sequence=1&isAllowed=y>, consultado el 4 de julio del 2020.

QUINAYÁS BURGOS, Cesar. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. Tesis de maestría. Popayán, Colombia.: Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Maestría en Automática, 2010.

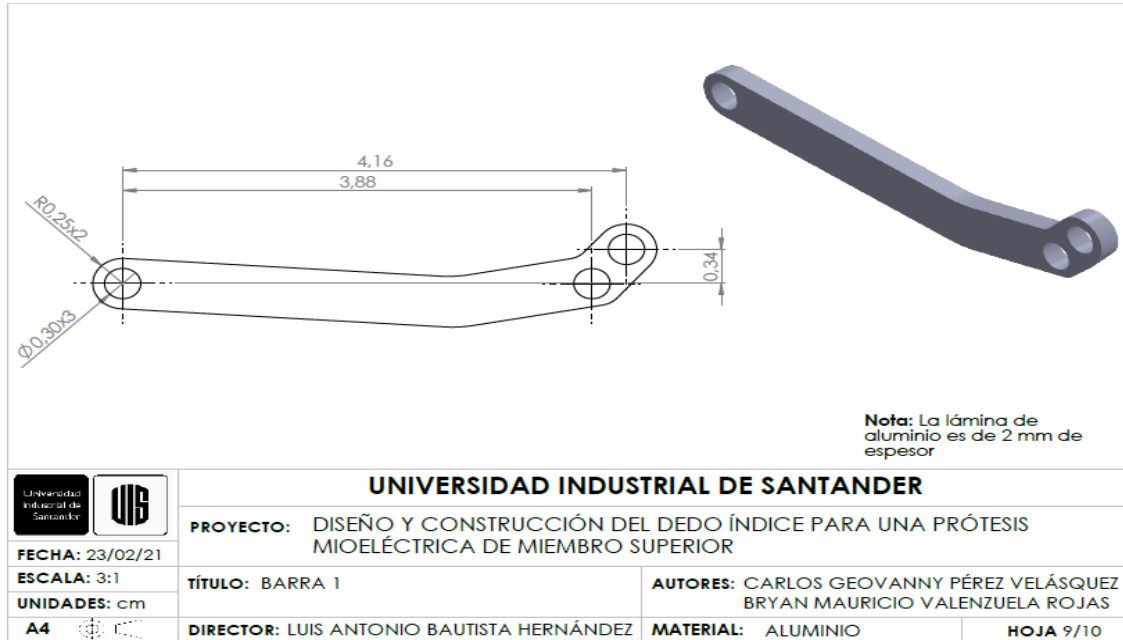
VELANDIA MARTINEZ, Karla. MAHECHA, Yemmy. RUBIO MEDINA, Heydy y NIÑO CARDONA, Yurley. 2018. Riesgos laborales en la producción de panela vereda San Ramon Alto-Caparrapi-Cundinamarca [en línea]. Disponible en <https://es.calameo.com/read/00577972321d9dfea4e11>, consultado el 18 de junio de 2020.

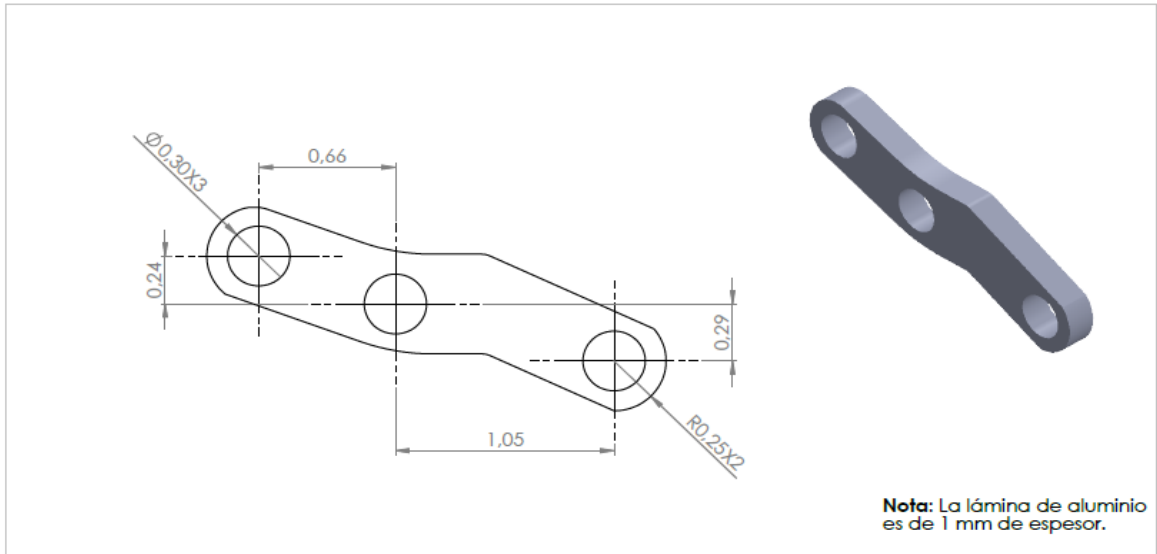
WIKIPEDIA. Motor Brushless. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Motor_el%C3%A9ctrico_sin_escobillas, consultado el 23 de julio de 2020.

WIKIPEDIA. Motor Ultrasónico. Disponible en:
https://es.wikipedia.org/wiki/Motor_ultras%C3%B3nico, consultado el 23 de julio de
2020.

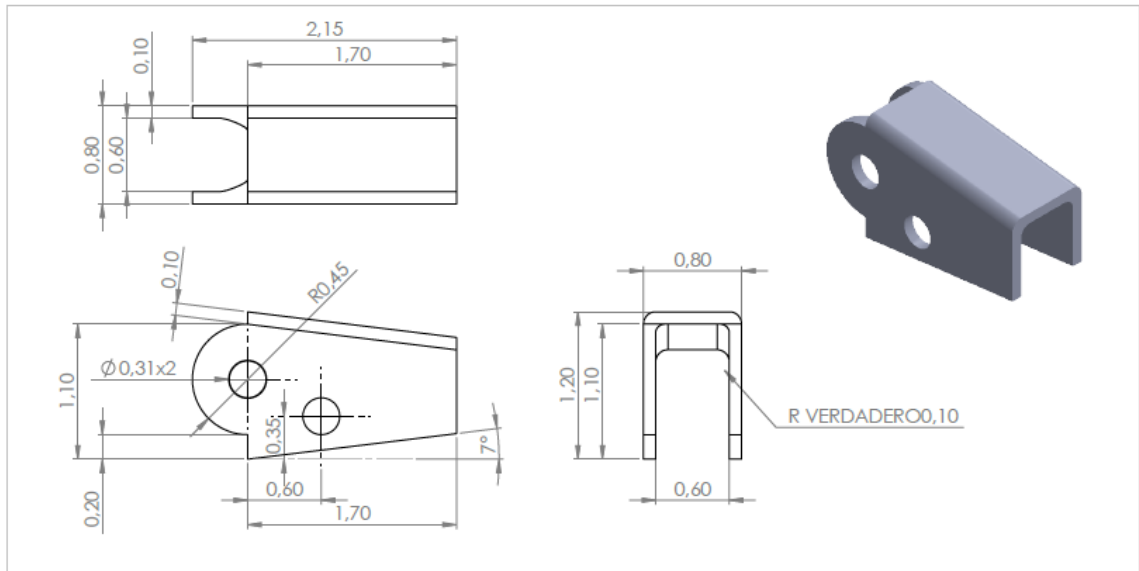
ANEXOS

Anexo A. Planos de construcción

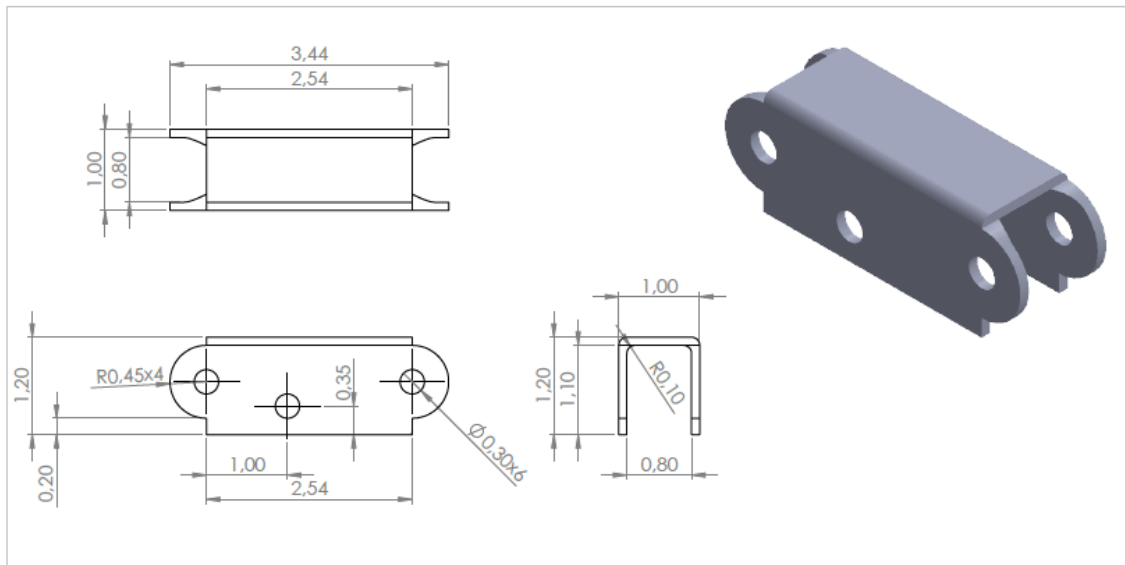




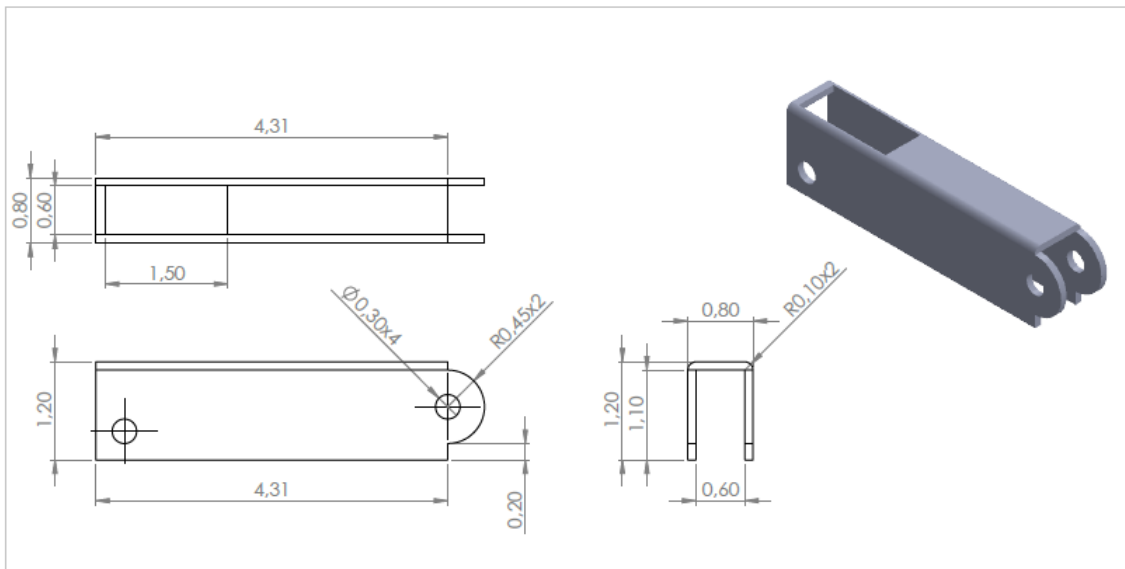
		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 19/11/20		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
ESCALA: 5:1		TÍTULO: BARRA FIJA	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ALUMINIO
A4			HOJA 8/10



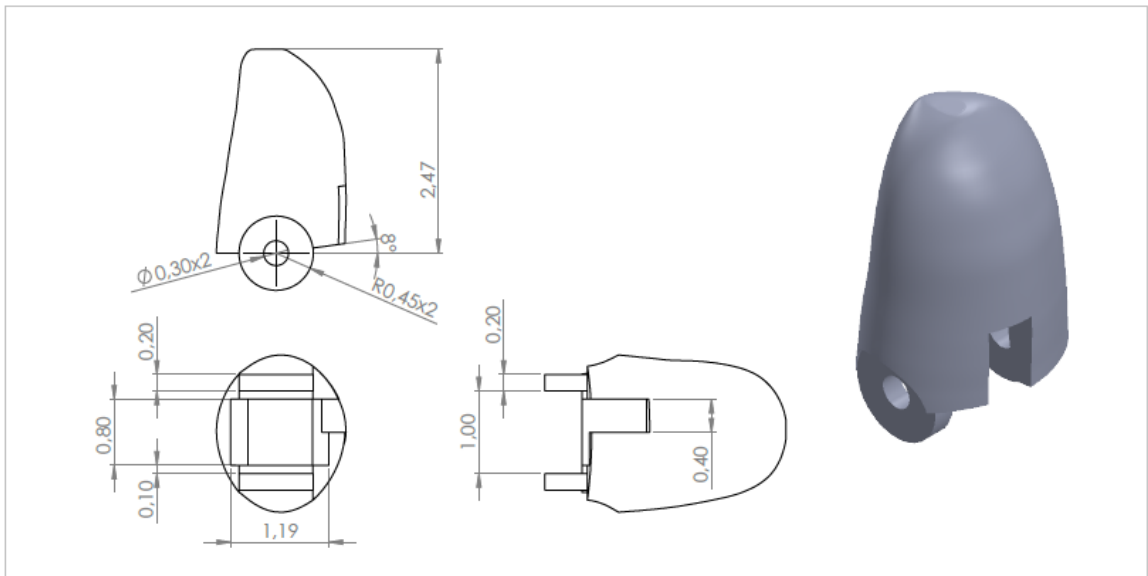
		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/02/21		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
ESCALA: 3:1		TÍTULO: ESTRUCTURA PARA LA FALANGE DISTAL	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ALUMINIO
A4			HOJA 5/10



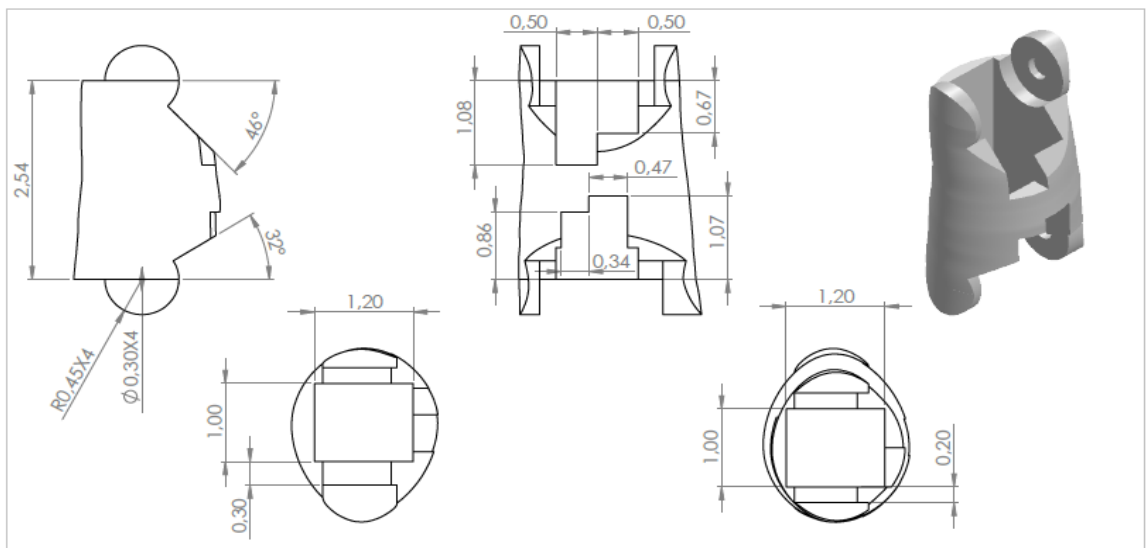
 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
FECHA: 23/02/21			
ESCALA: 2:1		TÍTULO: ESTRUCTURA PARA LA FALANGE MEDIA	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ALUMINIO
A4			HOJA 6/10





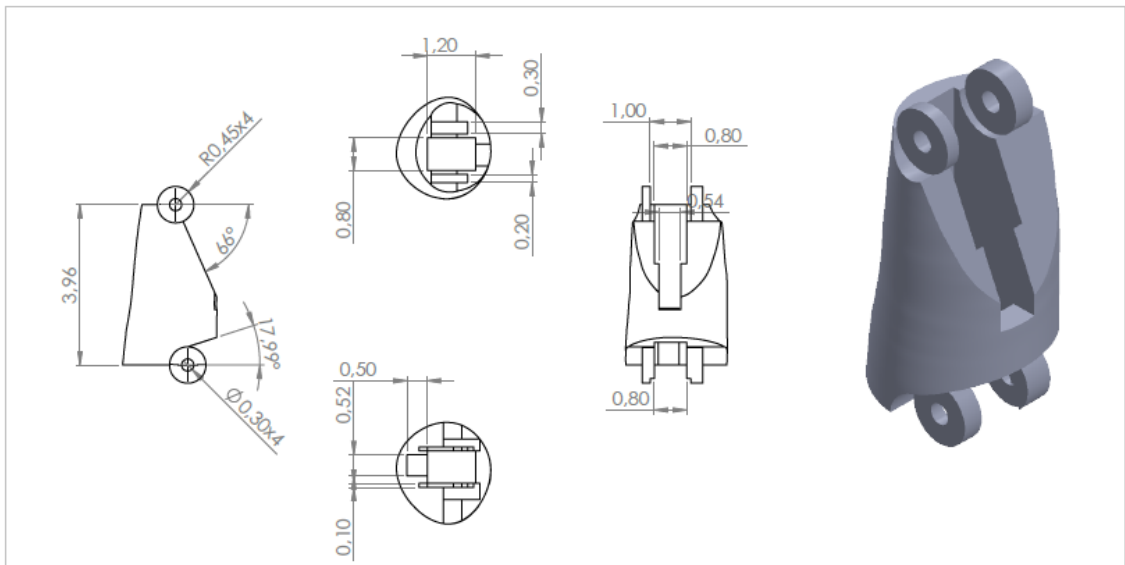
 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
FECHA: 23/02/21			
ESCALA: 2:1		TÍTULO: ESTRUCTURA PARA LA FALANGE PROXIMAL	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ALUMINIO
A4			HOJA 7/10



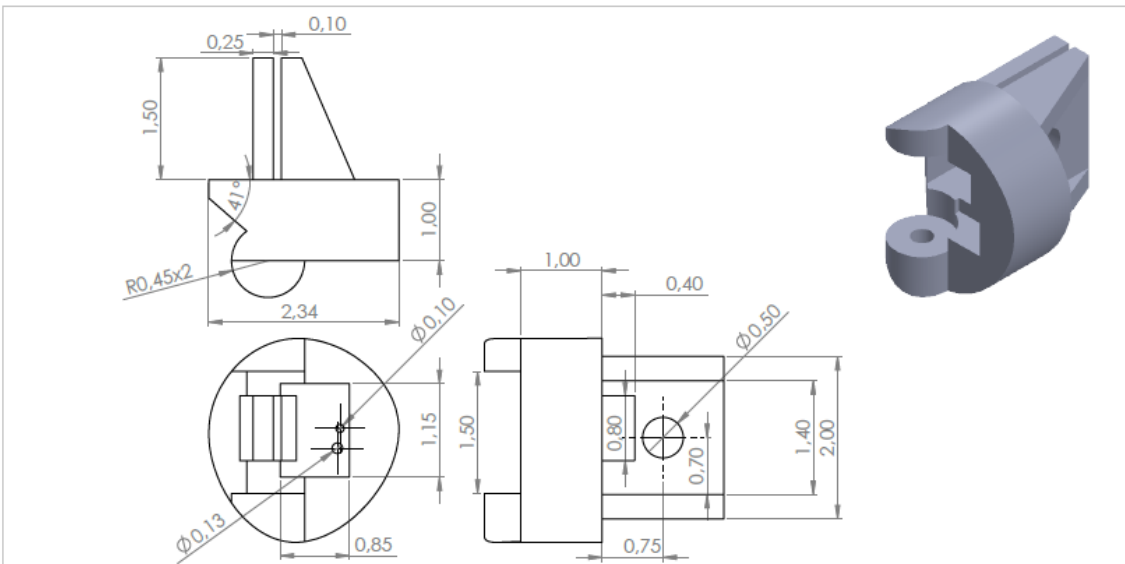
 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/02/21		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
ESCALA: 2:1		TÍTULO: FALANGE DISTAL	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ABS
A4			HOJA 1/10





 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/02/21		PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	
ESCALA: 2:1		TÍTULO: FALANGE MEDIA	AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
UNIDADES: cm		DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ABS
A4			HOJA 2/10



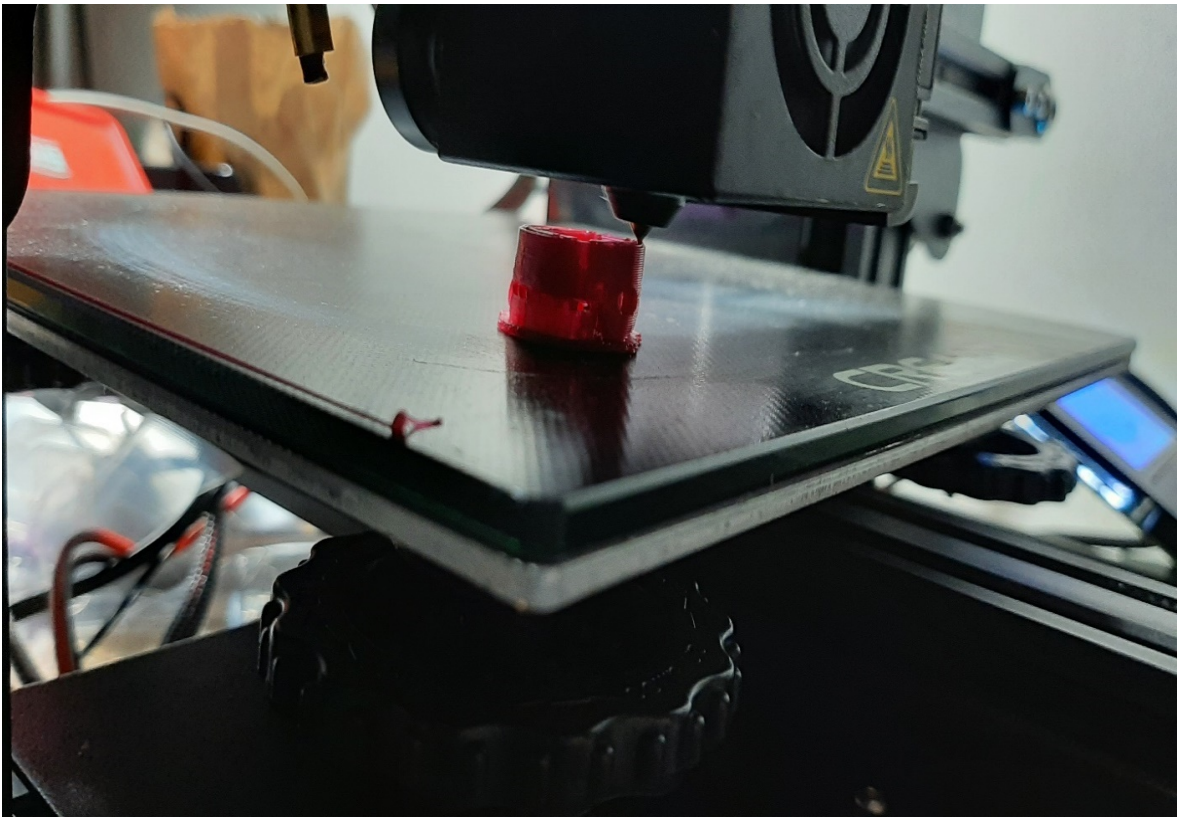
 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR			
FECHA: 23/02/21	TÍTULO: FALANGE PROXIMAL		AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
ESCALA: 1:1			
UNIDADES: cm			
A4 	DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ABS	HOJA 3/10



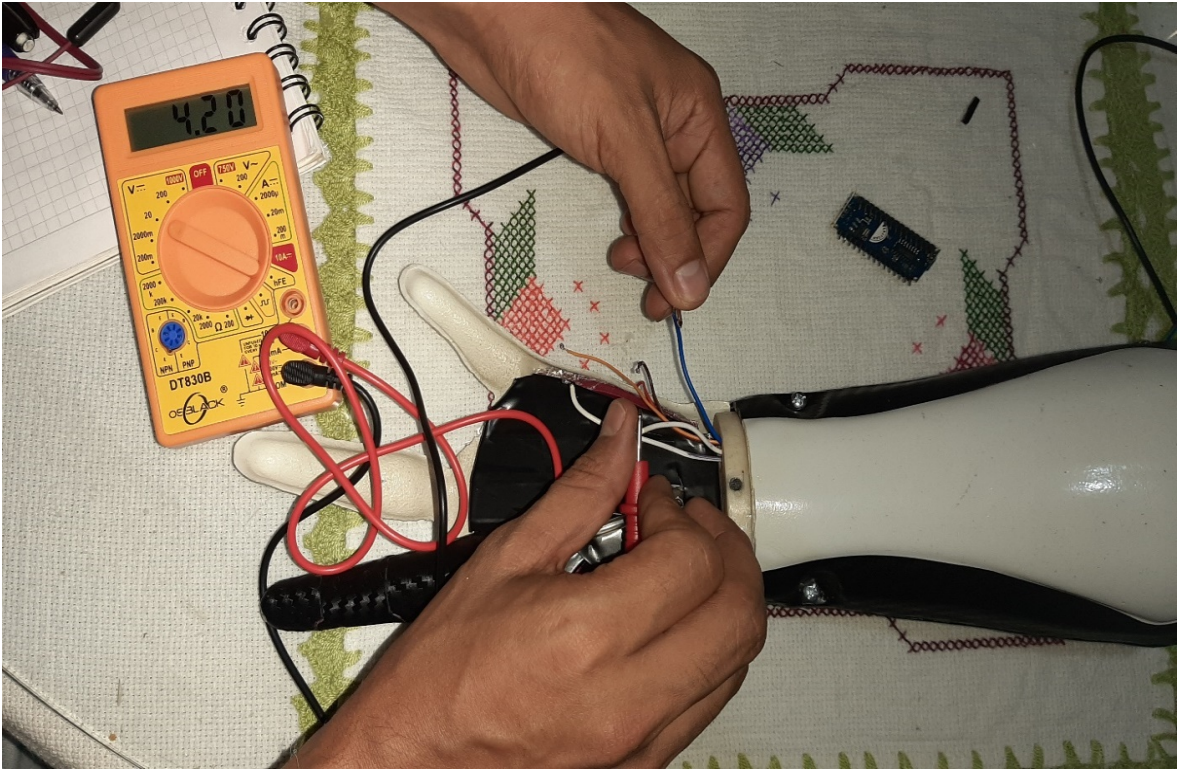
 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR			
FECHA: 23/02/21	TÍTULO: UNIÓN DEL DEDO A LA LÁMINA		AUTORES: CARLOS GEOVANNY PÉREZ VELÁSQUEZ BRYAN MAURICIO VALENZUELA ROJAS
ESCALA: 2:1			
UNIDADES: cm			
A4 	DIRECTOR: LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ	MATERIAL: ABS	HOJA 4/10

Anexo B. Procesos de manufactura





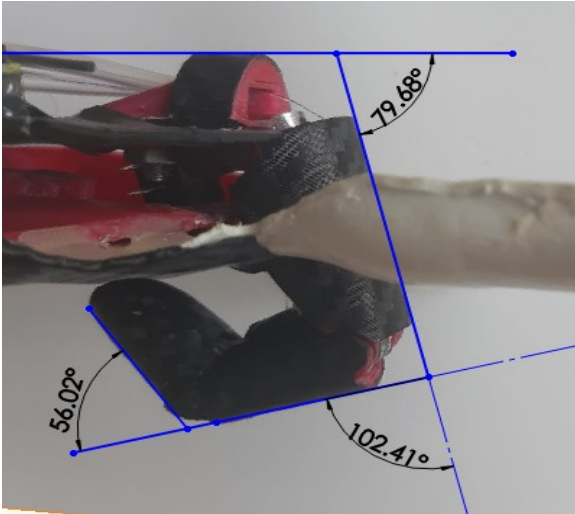
Anexo C. Medición de voltaje.



Anexo D. Programación en el arduino

```
#include <Servo.h>
Servo myservo;
float h[60];
int k = 0;
void setup()
{
  myservo.attach(9);
  Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
  int N=60;
  k++;
  int t = k % N;
  float y1=analogRead(A0);
  h[t] = y1;
  float y2 = average(h,N);
  float y3=abs(y1-y2);
  y3 = map(y3, 0, 1023, 0, 100);
  Serial.println(y3);
  delay(10);
  if(y3>20)
  {
    myservo.write(0);
  }
  else
  {
    myservo.write(150);
  }
}
float average (float *array, int len)
{
  float sum = 0 ;
  for (int i = 0 ; i < len ; i++){
    sum += array [i] ;
  }
  return ((float) sum) / len ;
}
```



Anexo E. Medición de los grados de giro del dedo índice.




Anexo F. Ensayos sin el paciente.



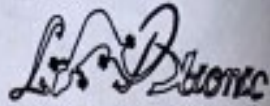
Anexo G. Formato de consentimiento informado.



Facultad de Ciencias Fisicomecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Universidad Industrial de Santander
Construimos Futuro



ESCUOLA DE INGENIERÍA
MECÁNICA

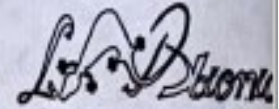


La Diferencia

FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Con base en los principios establecidos en la Resolución 8430 del 4 de octubre de 1993 por la cual se establecen las normas para la investigación en salud en Colombia, específicamente en el Artículo 15, en lo relacionado con el consentimiento informado, usted deberá conocer acerca de esta investigación y decidir participar de manera voluntaria. Por favor lea con cuidado y exponga sus inquietudes o dudas antes de firmar el documento.

- 1. El objetivo y la justificación de la investigación.** Debido a que usted sufre de una amputación transradial de miembro superior derecho, se le propone participar en la prueba funcional del proyecto "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR", como una posible solución para suplir parte de su miembro superior.
- 2.** Usted ha sido informado que se procederá a poner la prótesis, la cual cuenta con un muñón ajustado a su antebrazo. Además, se limpiará con alcohol la zona muscular donde se van a colocar los electrodos para posteriormente conectar el sensor muscular, tanto a los electrodos como a la prótesis y proceder a realizar la prueba funcional de la prótesis.
- 3. Riesgos esperados.** A usted se le ha explicado que al momento de colocarle la prótesis no presentara ninguna molestia física, ya que el muñón se ajusta a su antebrazo y los electrodos no son invasivos ni tampoco causa irritación en la piel.
- 4. Beneficios.** De acuerdo con los resultados obtenidos servirán como base para diseñar y construir los dedos faltantes de la prótesis.
- 5.** Se le garantiza respuesta a cualquier pregunta y/o duda acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios y otros asuntos relacionados con la investigación.
- 6.** Conozco y tengo pleno conocimiento de mi derecho a retirarme voluntariamente en cualquier momento de la investigación si así lo deseo sin tener consecuencias personales, económicas o sociales por ello.



7. **Privacidad y anonimato.** Comprendo a cabalidad que mi participación en la presente investigación incluye autorización para entrevista grabada en audio y video, así como la toma de imágenes para ser utilizados como material pedagógico e investigativo, además para ser utilizada en la página web y Facebook de la universidad y/o facultad. También se publicarán los resultados obtenidos durante la prueba funcional.

8. **El compromiso de brindarle información actualizada obtenida durante la prueba, aunque esta pudiera afectar la voluntad del sujeto para seguir participando.** En caso de que usted vea alguna anomalía durante la prueba, usted la podrá manifestar y nosotros le brindaremos la información requerida.

Con fecha 10 de Marzo 2021, habiendo comprendido lo anterior y una vez que se me aclararon todas las dudas que surgieron con respecto a mi participación en la investigación, Yo, [Redacted] identificado con cédula de ciudadanía 91 [Redacted] expedida en [Redacted]

Autorizo (Sí) SI (NO) ___ a participar en la investigación titulada: "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DEDO ÍNDICE PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR"

[Redacted Signature]

Firma del participante

C.C. [Redacted]

Cel: [Redacted]

Bryan Mauricio Vakevela
Firma del autor del proyecto
C.C. 1099214933
Cel: 3134126089

Carlos Geovanny Pérez
Firma del autor del proyecto
C.C. 1198563962
Cel: 3124204169



Test de satisfacción

Preguntas	SI	No	¿Por qué?
¿Considera que el dedo índice tiene una apariencia real?	5		
¿Ha entendido como funciona la prótesis?	2		
¿Le parece practica la prótesis al momento de usarla?	5		
¿Considera que la prótesis realiza el movimiento deseado?	5		

Califique los siguientes factores de 1 a 5, de acuerdo con su experiencia. Considerando:

- 5 es excelente
- 4 bueno
- 3 aceptable
- 2 regular
- 1 malo

Preguntas	1	2	3	4	5
La funcionalidad de la prótesis.					X
La naturalidad al momento de realizar los movimientos.					X
La ergonomía que presenta la prótesis.					X
La estética y presentación de la prótesis.					X

¿Qué beneficio cree que le puede brindar la prótesis en su desempeño diario?
 SERIA ELLO BUENO YA QUE ME AYUDARIA CON MIS LABORES DIARIAS

Sugerencias y recomendaciones:

Anexo I. Prueba funcional del prototipo con el paciente.

