



FACULTAD DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS APLICADAS

Trabajo de fin de Carrera titulado:

Evaluación de un Prototipo de Prótesis de Mano y Antebrazo Ergonómicamente Diseñada a

Nivel Conceptual. Movimiento Mediante Señales Neuronales

Realizado por:

Juan Andrés Cueva Uquillas

Director del proyecto:

Directora Ing. Diana Belén Peralta Zurita, M.Sc.

Como requisito para la obtención del título de:

Magister en Diseño Mecánico

Mención Fabricación de Autopartes de Vehículos

QUITO, febrero 28 del 2023.

DECLARACIÓN JURAMENTADA.

Yo, Juan Andrés Cueva Uquillas, ecuatoriano, con cédula de ciudadanía 110409341-2, declaro bajo juramento que el trabajo aquí desarrollado es de mi autoría, que no ha sido previamente presentado anteriormente para ningún grado a calificación profesional; y se basa en las referencias bibliográficas descritas en este documento.

A través de esta declaración, cedo los derechos de propiedad intelectual a la UNIVERSIDAD INTERNACIONAL SEK, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normativa institucional vigente.

JUAN ANDRES CUEVA UQUILLAS

C.I.: 110409341-2

DECLARACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS

Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.



Ing. Diana Belén Peralta Zurita

Master en Sistemas De Manufactura

LOS PROFESORES INFORMANTES:

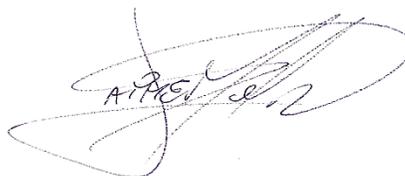
DIEGO PATRICIO GONZÁLEZ SACOTO

JAIME VINICIO MOLINA OSEJOS

Después de revisar el trabajo presentado lo han calificado como apto para su defensa oral ante el tribunal examinador.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "DIEGO GONZALEZ SACOTO", written over a horizontal line.

Ing. Diego Patricio González Sacoto Mg.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "JAIME VINICIO MOLINA OSEJOS", written over a horizontal line.

Ing. Jaime Vinicio Molina Osejos M.Sc.

Quito, 28 de febrero de 2023

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

JUAN ANDRES CUEVA UQUILLAS

C.I.: 110409341-2

Índice de Contenido

Índice de Contenido	6
Índice de Figuras	9
Índice de Tablas	14
Índice de Anexos.....	17
Abreviaturas.....	18
Resumen.....	19
Abstract	20
Introducción.....	21
Antecedentes.....	21
Planteamiento del Problema.....	22
Justificación.....	27
Hipótesis.....	28
Objetivo General.....	28
Objetivos Específicos.....	29
Estado del Arte.....	29
Niveles de mutilación.....	29
Tipos de prótesis.....	32
Elementos prostéticos de tipo estéticos.....	32
Elementos prostéticos de tipo Mecánicas.....	33
Elementos prostéticos de tipo Eléctricos.....	34
Elementos prostéticos de tipo Neumáticas:.....	35
Elementos prostéticos de tipo Mioeléctricas:.....	36
Componentes principales de una prótesis de mano y antebrazo.....	37
Funciones básicas de una prótesis de mano y antebrazo.....	37
Anatomía mano humana.....	39
Componentes de la estructura ósea de la mano humana.....	40
Componentes de la estructura muscular de la mano humana.....	43
Articulaciones de la “muñeca” humana.....	44
Amplitud de movimiento falanges y muñeca.....	47
Fuerza en articulaciones.....	48
Adquisición de Señales EMG	48

Amplificación de señales.....	49
Filtrado de señales.	56
Extracción de señales EMG.....	60
Clasificación de las señales EMG.	63
Etapa de Control.....	66
Electrodo de superficie.	67
Actuadores.	69
Cinemática.....	70
Cinemática directa.	71
Parámetros de Denavit-Hartenberg.	71
Matriz de transformación homogénea.	72
Ingeniería Inversa aplicada al diseño de productos.....	73
Escaneado 3D por nube de Puntos.....	74
Impresión 3D FDM.	75
Simulación CAE.....	81
Propiedades del material ácido poliláctico (PLA).....	83
Normativa para ensayos de tracción de plásticos rígidos y semirrígidos.....	84
Metodología.	85
Elección de materiales.....	87
Métodos AHP para selección de materiales prótesis.....	87
Antropometría mano y antebrazo.....	94
Análisis mecánico de prótesis.	100
Representación esquema cinemático mano humana.	100
Cinemática directa del prototipo prostético.....	102
Diseño CAD.	114
Escaneado 3D.	114
Diseño de encaje y antebrazo.	115
Diseños mano prostética.....	122
Análisis dinámico dedos.....	124
Análisis estático FEM.	127
Simulaciones.	130
Construcción.....	149

Resultados	152
Resultados encuestas requerimientos de diseño.....	152
Resultados propiedades mecánicas PLA.....	154
Diseño del experimento	154
Resultados propiedades mecánicas ABS.....	156
Resultados análisis FEM Hyperworks.	158
Diseño del experimento	158
Resultados Diseño Prototipo	162
Discusión de los resultados.....	164
Conclusiones.....	166
Recomendaciones.	168
Referencias bibliográficas.....	169
Anexos.....	173
Anexo A. Código MATLAB Denavit Hartenberg.....	173
Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo pulgar.	175
Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo índice.....	177
Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo medio.	179
Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo anular.	181
Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo meñique.....	185
Anexo B. Encuesta.....	188
Anexo C. Interfaz gráfica GUI MATLAB.....	189
Anexo D. Plano mano protética.....	201
Anexo E. Plano antebrazo protético.	202

Índice de Figuras

Figura 1 <i>Estadísticas de discapacidad Ecuador 2022</i>	21
Figura 2 <i>Envíos y pronósticos globales de impresoras 3D industriales.</i>	25
Figura 3 <i>Niveles de amputación</i>	30
Figura 4 <i>Nivel de amputación extremidad superior</i>	31
Figura 5 <i>Prótesis de miembro superior estética</i>	32
Figura 6 <i>Elemento prostético de tipo mecánico.</i>	33
Figura 7 <i>Elemento prostético de tipo eléctrico.</i>	34
Figura 8 <i>Elemento prostético de tipo neumático.</i>	35
Figura 9 <i>Elemento prostético de tipo Mioeléctrica.</i>	36
Figura 10 <i>Disposición anatómica de la mano humana.</i>	39
Figura 11 <i>Huesos que componen la estructura osea de la mano humana.</i>	40
Figura 12 <i>Huesos del Carpo</i>	41
Figura 13 <i>Huesos Falanges</i>	42
Figura 14 <i>Músculos y tendones mano humana</i>	43
Figura 15 <i>Sección coronal: visión dorsal muñeca mano humana</i>	44
Figura 16 <i>Articulación Metacarpofalángica</i>	45
Figura 17 <i>Articulaciones de las falanges</i>	46
Figura 18 <i>Símbolo eléctrico y terminales de un amplificador operacional.</i>	50
Figura 19 <i>Configuración no Inversora de Amplificador Operacional</i>	51
Figura 20 <i>Configuración Amplificador de Instrumentación</i>	54
Figura 21 <i>Respuesta Ideal en Frecuencia de Filtros</i>	58
Figura 22 <i>Comportamiento de un filtro a)Butterworth b)Chebyshev</i>	59

Figura 23 <i>Problema del Coctel de Fiesta Representación del ICA.</i>	61
Figura 24 <i>Estructura de un MLP</i>	64
Figura 25 <i>Ejemplo Aplicación Algoritmo K-NN</i>	66
Figura 26 <i>Funcionamiento de un sistema de control de prótesis mediante adquisición de señales EMG.</i>	67
Figura 27 <i>Esquema de descomposición de señales electromiográficas de superficie.</i>	67
Figura 28 <i>Posicionamiento de UCS (sistema de coordenadas) en juntas de brazo robótico de 3 GDL.</i>	72
Figura 29 <i>Fases proceso de Ingeniería inversa</i>	73
Figura 30 <i>Fases de escaneo 3D</i>	75
Figura 31 <i>Proceso de Impresión 3D</i>	76
Figura 32 <i>Soportes Impresion 3D</i>	77
Figura 33 <i>Impresora 3D Ender 6</i>	78
Figura 34 <i>Patrones y Porcentajes de Relleno Impresion 3D FDM</i>	79
Figura 35 <i>Alturas de capa, acabado superficial</i>	81
Figura 36 <i>Resultado de análisis CAE ANSYS</i>	82
Figura 37 <i>ASMT D638-14 Specimen Dimensions for Thickness, T, mm (in.)</i>	84
Figura 38 <i>Diagrama de flujo metodología para la Evaluación de un Prototipo de Prótesis de Mano y Antebrazo Ergonómicamente Diseñada a Nivel Conceptual. Movimiento Mediante Señales Neuronales.</i>	86
Figura 39 <i>Problema Inicial de Selección de Materiales para Método AHP</i>	88
Figura 40 <i>Matriz de Comparación Criterios Densidad y Precio.</i>	91

Figura 41 <i>Matriz de Comparación de criterios Módulo de Young y Resistencia a la Tracción.</i>	92
Figura 42 <i>Matriz de Comparación de Criterios Elongación y Dureza Rockwell.</i>	92
Figura 43 <i>Matriz de Comparación de Coeficiente de Expansión Térmica.</i>	93
Figura 44 <i>Toma de medidas físicas para fabricación de prótesis de mano y antebrazo.</i> ..	94
Figura 45 <i>Dimensiones antropométricas mano según norma DIN 33402-2</i>	95
Figura 46 <i>Medición de ángulos entre eslabones oseos del metacarpo de la mano humana</i>	97
Figura 47 <i>Esquema de modelo del diseño prostético propuesto.</i>	101
Figura 48 <i>Configuraciones de Falanges.</i>	105
Figura 49 <i>Proceso de modelamiento con escaneo 3D</i>	115
Figura 50 <i>Usuario final prótesis de mano y antebrazo.</i>	116
Figura 51 <i>Obtención molde Alginato</i>	117
Figura 52 <i>Desmolde para encaje</i>	118
Figura 53 <i>Cambio formato STL a OBJ Recap Photo Autodesk.</i>	119
Figura 54 <i>Solido con malla cuadrada.</i>	119
Figura 55 <i>Cambio solido malla cuadrada a t-spline.</i>	120
Figura 56 <i>Creación de superficies de contorno para socket.</i>	120
Figura 57 <i>Diseño Encaje Prótesis.</i>	121
Figura 58 <i>Diseño Bastidor Prótesis</i>	121
Figura 59 <i>Diseño final antebrazo prótesis.</i>	122
Figura 60 <i>Mano Prostética 18 GDL</i>	123

Figura 61 <i>Juntas cilíndricas articulaciones falanges dedos índice, medio, anular y meñique</i>	124
Figura 62 <i>Movimiento de flexión falanges mano</i>	124
Figura 63 <i>Elemento rígido para estudio de movimiento</i>	125
Figura 64 <i>Desplazamiento a velocidad constante</i>	125
Figura 65 <i>Fuerza Máxima Análisis FEM</i>	126
Figura 66 <i>Velocidad Máxima FEM</i>	126
Figura 67 <i>Importación modelo antebrazo formato IGES</i>	127
Figura 68 <i>Selección de apoyos y nodos de carga antebrazo.</i>	128
Figura 69 <i>Desplazamiento máximo cargas aplicadas antebrazo.</i>	129
Figura 70 <i>Importación modelo mano formato IGES.</i>	129
Figura 71 <i>Desplazamiento máximo cargas aplicadas mano.</i>	130
Figura 72 <i>Esquema lógico de la metodología aplicada</i>	131
Figura 73 <i>Características Sensor EMG Myoware Sen-13723</i>	134
Figura 74 <i>Vista frontal y posterior para la ubicación de electrodos</i>	134
Figura 75 <i>Preparación de la superficie dermal.</i>	135
Figura 76 <i>Circuito de adquisición de la señal, pre amplificado y amplificado</i>	138
Figura 77 <i>Diagrama de filtrado con valores nominales</i>	139
Figura 78 <i>Rectificador de Precisión de onda completa con valores nominales</i>	140
Figura 79 <i>Fuente de alimentación</i>	142
Figura 80 <i>Fuente estable de referencia</i>	142
Figura 81 <i>Generación de modelo SIMSCAPE MULTIBODY</i>	143
Figura 82 <i>Mecanismos de 18 GDL mano robótica SIMULINK</i>	144

Figura 83 <i>Simulación Mano robótica 18 GDL</i>	144
Figura 84 <i>Bloques de control mano robótica SIMSCAPE MULTIBODY.</i>	145
Figura 85 <i>Interfaz Simulink prótesis mano.</i>	146
Figura 86 <i>Posición de reposo mano prostética</i>	146
Figura 87 <i>Posición de agarre lateral mano prostética</i>	147
Figura 88 <i>Posición de agarre cilíndrico expandido mano prostética.</i>	147
Figura 89 <i>Posición de agarre cilíndrico cerrado mano prostética.</i>	148
Figura 90 <i>Posición de agarre de precisión mano prostética.</i>	148
Figura 91 <i>Posición de agarre de tecleo mano prostética.</i>	149
Figura 92 <i>Proceso de Manufactura impresión 3D FDM.</i>	150
Figura 93 <i>Resultados de encuestas.</i>	152
Figura 94 <i>Configuración FEM mallado triangular.</i>	159
Figura 95 <i>Resultados Análisis FEM mallado Triangular.</i>	160
Figura 96 <i>Configuración FEM mallado Cuadrado.</i>	161
Figura 97 <i>Resultados Análisis FEM mallado cuadrado.</i>	162
Figura 98 <i>Prototipo prótesis de mano y antebrazo ergonómicamente diseñada a nivel conceptual</i>	163
Figura 99 <i>Ubicación interna servomotores prototipo prótesis de mano y antebrazo.</i> ..	163
Figura 100 <i>Prototipo acople ajustable.</i>	164
Figura 101 <i>Interfaz Simulink prótesis mano.</i>	189

Índice de Tablas

Tabla 1 <i>Prioridades de Diseño del Consumidor Adulto</i>	23
Tabla 2 <i>Clasificación Movimientos Therblig</i>	37
Tabla 3 <i>Rango de Amplitud en Articulaciones Mano</i>	47
Tabla 4 <i>Fuerza y torque calculados para diferentes pesos.</i>	48
Tabla 5 <i>Fuentes de señales bioeléctricas</i>	68
Tabla 6 <i>Especificaciones Impresora 3D Ender 6 FDM CREALITY</i>	78
Tabla 7 <i>Limite de Fluencia o Limite Elástico (MPa)</i>	79
Tabla 8 <i>Propiedades Mecánicas PLA</i>	83
Tabla 9 <i>Numero de probetas ensayo PLA y ABS.</i>	84
Tabla 10 <i>Criterios para Matriz de Decisión</i>	87
Tabla 11 <i>Matriz A de comparación de criterios</i>	88
Tabla 12 <i>Pesos de Criterios Calculados.</i>	89
Tabla 13 <i>Matriz B de prioridades</i>	89
Tabla 14 <i>Valores Vector (AXB) nmax.</i>	90
Tabla 15 <i>Razón de consistencia</i>	90
Tabla 16 <i>Matriz de Resultados AHP</i>	93
Tabla 17 <i>Medidas Antropométricas para diseño de prótesis de mano y antebrazo</i>	95
Tabla 18 <i>Nomenclatura Eslabones Mano</i>	98
Tabla 19 <i>Dimensiones Anatómicas Mano Carpograma Usuario.</i>	98
Tabla 20 <i>Orientación falanges metacarpianos carpograma usuario.</i>	99
Tabla 21 <i>Coordenadas de los vectores de orientación.</i>	99

Tabla 22 <i>Nomenclatura de eslabones y articulaciones de la cadena cinemática mano protética</i>	102
Tabla 23 <i>Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos trifalángicos TIPO A</i>	105
Tabla 24 <i>Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos trifalángicos TIPO B</i>	106
Tabla 25 <i>Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos trifalángicos TIPO C</i>	106
Tabla 26 <i>Declaratoria variables en MATLAB del modelo protético de mano</i>	107
Tabla 27 <i>Ecuaciones de posición cadena cinemática pulgar</i>	109
Tabla 28 <i>Ecuaciones de posición cadena cinemática índice</i>	110
Tabla 29 <i>Ecuaciones de posición cadena cinemática medio</i>	111
Tabla 30 <i>Ecuaciones de posición cadena cinemática anular</i>	112
Tabla 31 <i>Ecuaciones de posición cadena cinemática meñique</i>	113
Tabla 32 <i>Características Técnicas GoSCAN20</i>	114
Tabla 33 <i>Lista de Materiales para moldes de fabricación de encaje y antebrazo</i>	116
Tabla 34 <i>Resultados de análisis dinámico</i>	127
Tabla 35 <i>Comparación electrodos</i>	133
Tabla 36 <i>Artefactos que afectan la lectura de EMG</i>	136
Tabla 37 <i>Artefactos que afectan la lectura de EMG</i>	136
Tabla 38 <i>Costos de manufactura prótesis PLA</i>	150
Tabla 39 <i>Costos de manufactura prótesis ABS</i>	151
Tabla 40 <i>Costos de manufactura prótesis RESINA</i>	151
Tabla 41 <i>Factores y niveles experimento impresión PLA</i>	154
Tabla 42 <i>Resultados Ensayos de tracción PLA-ASTMD 638</i>	155
Tabla 43 <i>Esfuerzos máximos de tracción y límite de fluencia PLA</i>	156

Tabla 44 <i>Resultados Ensayos de tracción ABS-ASTMD 638</i>	157
Tabla 45 <i>Esfuerzos máximos de tracción y límite de fluencia ABS.</i>	157
Tabla 46 <i>Factores y niveles experimento para validación Analisis FEM</i>	158

Índice de Anexos

Anexo A. Código MATLAB Denavit Hartenberg.....	173
Anexo B. Encuesta.....	188
Anexo C. Interfaz gráfica GUI MATLAB.....	189
Anexo D. Plano mano protética.	201
Anexo E. Plano antebrazo protético.	202

Abreviaturas.

C.A.D.	Computer Aided Design (Diseño asistido por computadora)
C.A.E.	Computer Aided Engineering (Ingeniería asistida por computador)
CA.N.FA.C.	Cámara Nacional de Fabricantes de Carrocería

Resumen.

A pesar de que la condición de discapacidad física puede afectar a cualquiera y esta forma parte de la diversidad humana, este grupo aún sigue siendo marginalizado y discriminado al pensar que las limitaciones funcionales les impiden ser miembros productivos de la sociedad. El presente trabajo parte de la obtención de medidas antropométricas de mano y antebrazo para generar un modelo ergonómicamente diseñado de una prótesis mioeléctrica de mano y antebrazo de 18 GDL, que al ser evaluado mediante uso de software FEM cumple con los requerimientos del usuario, adicionalmente se implementó un sistema virtual de control que simula los 6 estados principales de la mano. Los resultados mostraron que, el elemento protético diseñado permite levantar elementos de hasta 6 kgf, lo que para varios usuarios de elementos prostéticos es un de mucha utilidad en una prótesis, además que la misma les permite realizar un agarre fino, mientras que para otros usuarios lo más importante es que tenga esa apariencia biológicamente natural. La preselección de materiales de diseño fue analizada con respecto a plásticos como el PLA, ABS, Fibra de Carbono y Nylon que son comúnmente empleados en procesos de fabricación por impresión 3D, cada uno tiene propiedades mecánicas particulares, por lo que, mediante un análisis multicriterio y diseño estructural del prototipo, se determinó que el material óptimo para el elemento prostético propuesto es el PLA por su coste y características. Los resultados de la modelación CAD y, simulación CAE y FEM sugieren que el modelo propuesto cumple con los requerimientos de agarre fino, aspecto anatómico natural y varios movimientos fundamentales de la mano, además de cumplir con los requisitos de los usuarios sobre el peso, economía y confort.

Palabras clave: Prótesis, Impresión 3D, Modelado CAD, Simulación CAE, Simulación FEM, Amputación, Mano, Antebrazo, Multicriterio,

Abstract.

Even though physical disability can affect anyone and is part of human diversity, this group is still marginalized and discriminated against, thinking that functional limitations prevent them from being productive members of society. The present work is based on obtaining anthropometric measurements of the hand and forearm to generate an ergonomic model designed for a hand and forearm myoelectric prosthesis of 18 DOF, which when evaluated through the use of FEM software meets the user's requirements, in addition to implemented a virtual control system that simulates the 6 main states of the hand. The results showed that the designed prosthetic element allows lifting elements of up to 6 kgf, which for several users of prosthetic elements is very useful in a prosthesis, in addition to allowing them to perform a fine grip, while for other users the most important thing is that it has that biologically natural appearance. The preselection of design materials was analyzed with respect to plastics such as PLA, ABS, Carbon Fiber and Nylon that are commonly used in 3D printing manufacturing processes, each one has particular mechanical properties, therefore, through a multicriteria analysis and structural design of the prototype, it will be prolonged that the optimal material for the proposed prosthetic element is PLA due to its cost and characteristics. The results of CAD modeling and CAE and FEM simulation suggest that the proposed model meets the requirements for fine grip, natural anatomical appearance and several fundamental hand movements, in addition to meeting user requirements for weight, economy and comfort.

Key words: Prosthesis, 3D Print, CAD Modeling, CAE Modeling, FEM Simulation, Amputation, Hand, Forearm, Multicriteria

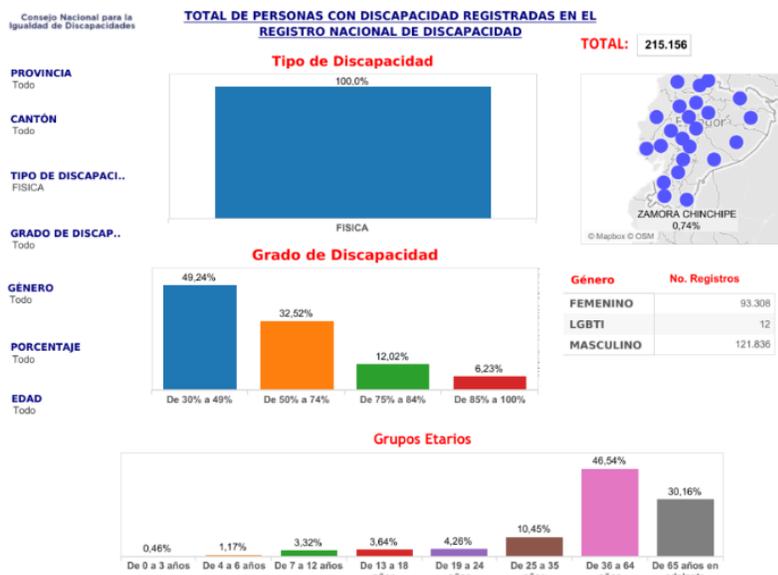
Introducción.

Antecedentes.

De acuerdo a Dunai et al. (2021) a nivel mundial más de 3 millones de personas se someten a amputaciones o pierden la mano debido a infecciones, problemas congénitos, diabetes, cáncer, entre otros; por ende, necesitan prótesis livianas, estéticas y funcionales para poder realizar movimientos que requieren de motricidad fina. En ese sentido, según las estadísticas del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS, s.f.), en Ecuador viven 215 156 personas con discapacidad física, entre ellas individuos que han perdido alguna extremidad (Figura 1).

Figura 1

Estadísticas de discapacidad Ecuador 2022



Nota. Tomado de *Estadísticas de discapacidad*, por Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, 2022, CONADIS (<https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>). CC BY 2.0

De acuerdo a Flores y Alva (2020), únicamente el 15.54% de este grupo poblacional tiene un empleo formal, hecho que es totalmente alarmante. Y si no fuese suficiente, a esta situación debe sumarse que a raíz de la pandemia el costo de productos y materias primas de implementos prostéticos se incrementó y, por ende, varias personas con discapacidad tuvieron dificultades para mantener una calidad de vida adecuada. Es más, en varios casos inclusive fue imposible importar debido a las restricciones mundiales, escasez de contenedores e incremento de costos de transporte.

Planteamiento del Problema.

Hasta el momento, existe solo una prótesis de mano mioeléctrica que es de venta libre: el Electrohand 2000 de OttoBock. Se caracteriza porque brinda una sujeción tipo trípode con un ancho de apertura de hasta 35 mm; pero claro, su costo es elevado: oscila los 14 mil dólares. Es así que para una gran cantidad de personas constituye un recurso inalcanzable, no solo por un asunto económico sino porque no está disponible en todos los países (Mohammadi et al., 2020).

Por otro lado, uno de los requerimientos esenciales de toda persona que utiliza una prótesis de miembros superiores es el peso que tiene, pero la complejidad es mayor cuando son dispositivos accionados electrónicamente, dado que tiene que considerarse los mecanismos para disipar el calor, estética, funcionalidad, entre otros (Biddiss et al., 2007). A continuación, la Tabla 1 expone las prioridades que los adultos toman en cuenta al momento de elegir una prótesis.

Tabla 1*Prioridades de Diseño del Consumidor Adulto*

Prótesis Fija (n = 23)	P d	Prótesis Eléctrica (n = 48)	Pd	Prótesis De Gancho Accionado Por Cuerpo (n=37)	Pd
Peso	35	Peso	45	Comodidad de arnés/correas	29
Ajuste	31	Duración de guante	23	Peso	23
Realista	28	Costo	20	Costo	20
Calor	17	Retroalimentación sensorial	16	Movimiento y control de muñequa	20
Costo	16	Motricidad Fina	16	Fuerza de agarre	18
Color	15	Calor	15	Ajuste	18
Apariencia debajo de ropa	15	Frecuencia de movimientos no planificados	14	Confiability	16
Duración de guante	15	Realista	10	Calor	12
Control de apertura y cierre	12	Comodidad de arnés	9	Retroalimentación sensorial	9
		Confiability	9	Habilidad para maniobrar en posiciones incómodas	8
		Tamaño	9	Montaje/Desmontaje	8
		Movimiento independiente de dedos	7		
		Ajuste	7		
		Movimiento y control de muñequa	7		

Nota. Adaptado de “Consumer design priorities for upper limb prosthetics” (p. 353), por Biddis et al., 2007, *Assistive Technology*, 2(6).

Sin duda, acceder a prótesis especiales con movimientos de pronación y supinación resulta posible para individuos de altos recursos, pero para personas de clase media baja y baja es algo que no puede ser costeadado. No obstante, ventajosamente, el avance y acceso a tecnologías

de impresión 3D da paso a desarrollar productos de sistemas prostéticos complejos a bajo costo y que permiten ejecutar movimientos fluidos y naturales.

Actualmente, diseñar sistemas de control electrónico y electromecánico, sean desde los más simples hasta estructuras más complejas, resulta totalmente viable y, por ende, es factible implementarlos en prótesis para lograr movimientos suaves y en donde son empleados mecanismos con más de 6 grados de libertad. Como lo indica Farooq et al. (2019), para parametrizar los movimientos en las prótesis mioeléctricas es necesario contar con mediciones de electromiografía de superficie (EMG) e investigaciones de la conducción nerviosa de los músculos residuales del miembro amputado, de tal manera que la señal de entrada pasa por un proceso de amplificación, corrección y clasificación que permite determinar las señales del músculo responsables de accionar cada elemento de control de la prótesis.

Es importante indicar que para desarrollar un producto debe tomarse en cuenta tres partes esenciales: diseño, material y proceso. Entonces, por lo general un elemento prostético está compuesto principalmente de plástico, por lo que su fabricación 3D debe adaptarse a los requisitos funcionales. Precisamente, Nickel et al. (2020) enfatiza que hoy en día los procesos industriales exigen cada vez más impresiones 3D debido a que brindan soluciones novedosas en distintas áreas, por ejemplo la ortopedia. No es de gana que cada vez más la venta de impresoras 3D aumente, como puede observarse en la Figura 2.

Figura 2

Envíos y pronósticos globales de impresoras 3D industriales.



Nota. Adaptado de *El desafiante mercado de las impresoras 3D postpandemia* [Fotografía], por CONTEXT, 2020, 3DPrinting&Design (<http://www.3dprintingdesign.es/es/noticia/el-desafiante-mercado-de-las-impresoras-3d-postpandemia>). CC BY 2.0

Ante lo expuesto, el presente trabajo establece una propuesta de diseño y prototipo en impresión 3D de una prótesis de mano y antebrazo con control EMG, que cumpla con las características principales de confort, brinde a la persona un mayor grado de movilidad en comparación de una prótesis convencional y que responda con movimientos adecuados de acuerdo a las actividades diarias de la persona, para lo cual es tomada en cuenta la teoría de la sinergia. Como lo indica Lukyanenko et al. (2021), con base en ella es posible reducir el volumen de datos de entrenamiento utilizados para analizar la actividad muscular, pues los músculos son impulsados en sinergia: pequeños movimientos que les permite contraerse en proporciones fijas de acuerdo a una señal neuronal.

Es así que la sinergia es crucial para realizar el proyecto, pues es parte inherente del proceso de creación de las prótesis de manos mioeléctricas. Bien mencionan Jarque-Bou et al. (2021) que la idea es simplificar el estudio de los movimiento musculares de la mano, pues existen patrones que se repiten durante varias posturas, movimientos y agarres.

Por otro lado, el estudio es de tipo analítico debido que se busca comprender el movimiento fluido y suave de la prótesis en distintas situaciones, en función de los parámetros de señal establecidos con el músculo residual del miembro amputado. Entonces, en una primera etapa es analizado el sistema óseo y las articulaciones que conforman la mano, el número de grados de libertad que requiere el sistema y los elementos anatómicos que son necesarios para controlar la fuerza y movimiento. De esta manera, como lo indican Cuellar et al.(2021) y Yanchuk (2020), es posible diseñar el sistema de transmisión y actuación: músculos, tendones, poleas anatómicas y vainas tendinosas, basado en un análisis previo de las propiedades geométricas y de resistencia de la estructura. Cuando los elementos más cargados y menos fuertes tienen mayor resistencia, la estructura hace poco esfuerzo para soportar las cargas.

En segunda instancia, se estudian los movimientos de un individuo sin miembros amputados para así comparar las señales con la persona que ha perdido una extremidad. Para tal efecto, es tomado en cuenta el método detallado por Paskett et al. (2021), en donde compara el algoritmo de movimientos individuales de dedos o muñecas, de movimientos combinados (por ejemplo flexionar todos los dedos para hacer un agarre funcional) y el efecto de usar un filtro de suavizado no lineal.

Además, los equipos utilizados para el estudio y caracterización de las señales EMG responden a lo especificado por Gao et al.(2021): el módulo de procesamiento de señales, el de

extracción de características y el clasificador generan los resultados de las características en ventana para el controlador de nivel medio.

Con respecto al aporte tecnológico del proyecto, está centrado en un diseño de optimización topológica con la finalidad de mejorar la distribución de pesos y cargas del elemento protésico propuesto. Así, es factible contar con un prototipo en impresión 3D, con PLA, que sea económica y ergonómicamente accesible.

Justificación.

Solo quien ha perdido una extremidad es consciente del complejo panorama social y psicológico que este hecho acarrea consigo. En este caso, uno de los motivos para realizar esta propuesta es por una experiencia personal, dado que, a los 3 años, producto de un accidente, tuvo que ser apuntado el dedo pulgar izquierdo. El proceso de recuperación y rehabilitación, luego de varias cirugías para reestablecer los tendones desgarrados, fue muy extendido y psicológicamente complicado.

Posteriormente, a los 15 años, debido a un accidente de lesión de columna fue necesario utilizar un arnés metálico con la finalidad de evitar movimientos en la región lumbar, aparato que era bastante incómodo y tortuoso porque el modelo era genérico para una persona adulta, cuyas medidas antropométricas son totalmente distintas de las de un joven. Frente a la necesidad de utilizar este elemento por 12 meses, mi padre, al ser médico, acudió a un taller mecánico para que construyan un soporte lumbar metálico que se ajuste adecuadamente a mi cuerpo. Sorprendentemente, este proceso fue bastante rápido: la persona acudió al domicilio para tomar las medidas y en 3 horas estuvo listo el nuevo soporte lumbar que, sin duda, brindaba una comodidad absoluta.

Desde entonces, la mecánica se convirtió en una pasión, dado que mediante su aplicación aporta a mejorar las condiciones de vida de las personas. Es así como, a raíz de la graduación como ingeniero mecánico en 2017, el siguiente paso fue fabricar una impresora 3D con apenas 300 dólares de presupuesto. El prototipo estuvo construido con base en el modelo comercial ANET A8 y pudo alcanzarse una precisión de ± 0.01 : la primera impresión fue la de un modelo espejo de mi pulgar derecho diseñado en CAD.

Además, en ese mismo año empecé a investigar el proceso de escaneado 3D mediante el KINECT de un XBOX 360. Así, al hacer el escaneado del pulgar derecho y realizar un espejo para imprimirlo, fue posible tener una prótesis anatómicamente diseñada para el pulgar izquierdo. Finalmente, otro aspecto clave para impulsar el presente trabajo fue el accidente que sufrió compañero de trabajo en 2020, quien perdió su mano y antebrazo por una descarga eléctrica.

Hipótesis.

El diseño de una prótesis mioeléctrica de mano y antebrazo, anatómica y ergonómicamente diseñada, accionada mediante adquisición de señales neuronales y analizada mediante el software FEM cumple con estándares de adaptabilidad y calidad y se adapta a cualquier usuario con este tipo de discapacidad.

Objetivo General.

Evaluar un modelo ergonómicamente diseñado de una prótesis mioeléctrica de mano y antebrazo, mediante el uso de software FEM y la adquisición de señales neuronales, para devolver la funcionalidad tras la amputación de una extremidad superior.

Objetivos Específicos.

- Diseñar una prótesis de mano y antebrazo con varios grados de libertad, mediante el uso de software CAD/CAM/CAE, que permita obtener un modelo anatómicamente basado en el usuario final.
- Determinar las cargas máximas del elemento protésico propuesto, mediante el análisis con software FEM, que permita seleccionar el mejor material para la prótesis final.
- Aplicar la herramienta de optimización topológica en el diseño final al emplear las cargas máximas determinadas para reducir el peso del modelo propuesto.
- Analizar las señales del miembro amputado al emplear un sistema de monitoreo EMG para parametrizar las funciones de movilidad del elemento protésico del usuario final.

Estado del Arte.

Una prótesis ortopédica es un elemento artificial de reemplazo, total o parcial, de una extremidad o parte del cuerpo que ha sufrido un trauma irreparable, pone en riesgo la salud de la persona y por ese motivo es removida.

Niveles de mutilación.

La amputación es un procedimiento quirúrgico reconstructivo aplicado cuando las extremidades ya no son funcionales como consecuencia de enfermedades o lesiones graves. Claro está que este proceso es el último paso después de que la atención con antibióticos, traumatología, cirugía vascular y tratamiento de neoplasias ya no son efectivos y el paciente tiene un alto riesgo.

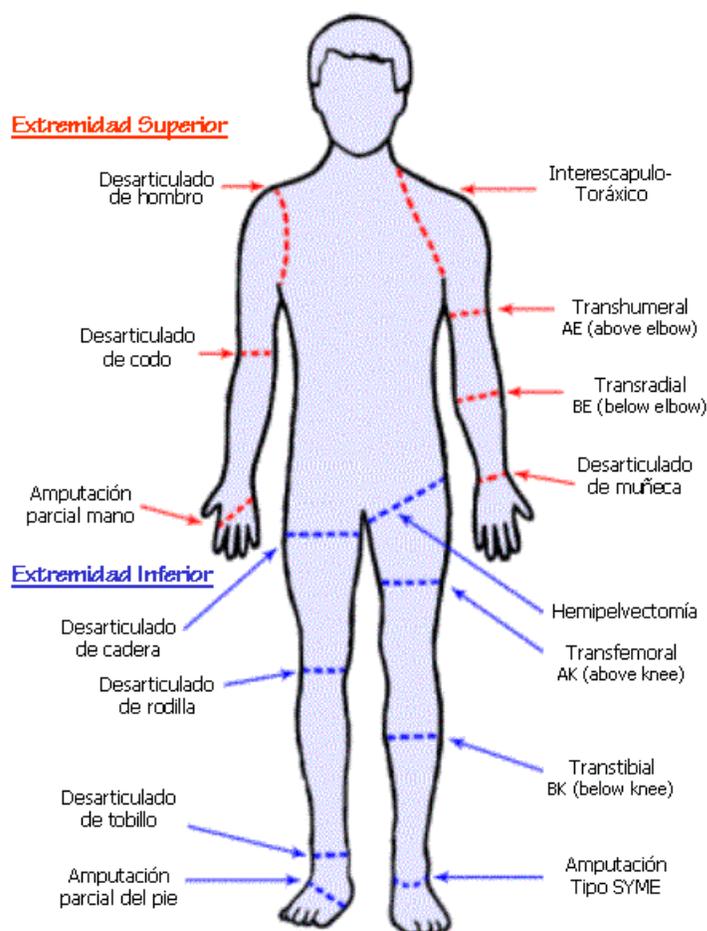
Como lo indica Rivas (2017), al amputar una extremidad, el propósito médico es preservar la mayor cantidad posible del miembro y no afectar la sensibilidad de músculos,

nervios y huesos, de tal manera que se mantenga el balance muscular y distribución de cargas de peso de forma apropiada para que el muñón residual tenga su independencia funcional y esté libre de dolor. En ese sentido, los niveles de desarticulación completa o segmentaria que implica una amputación pueden ser nombrados según el miembro o segmento en el cual se ha realizado el corte, como puede apreciarse en la

Figura 3.

Figura 3

Niveles de amputación



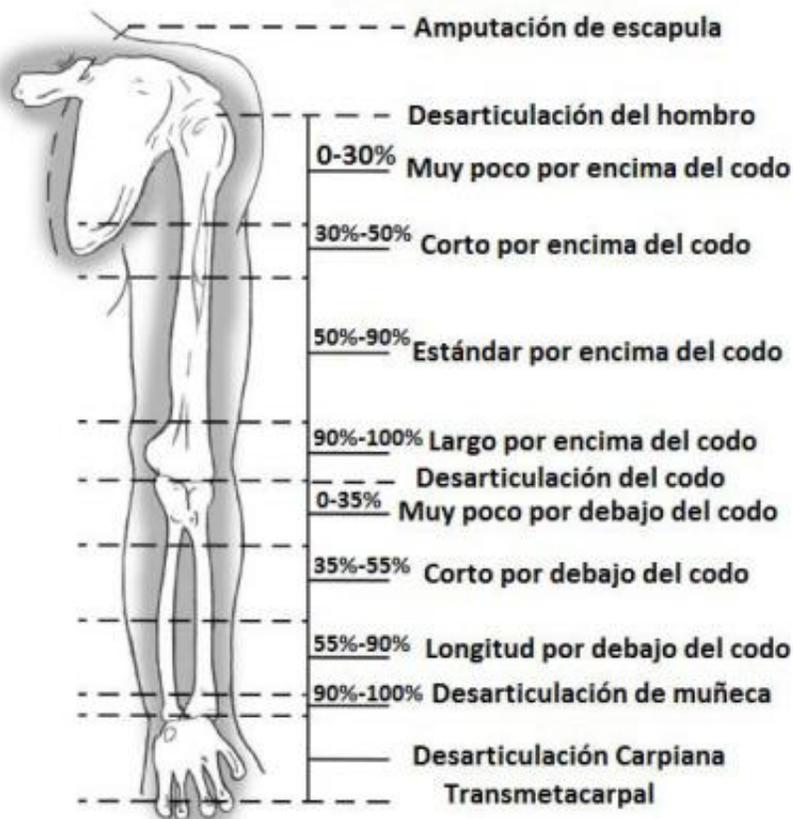
Nota. Adaptado de *Niveles de Amputación* [Fotografía], por waramps.ca, 2020, arcesw

(<http://www.arcesw.com/niveles.htm>). CC BY 2.0

Por otro lado, en la Figura 4 puede distinguirse el nivel de amputación parcial o total de acuerdo al porcentaje de pérdida de las extremidades superiores.

Figura 4

Nivel de amputación extremidad superior



Nota. Tomado de *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha*, (p. 16), Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Tipos de prótesis

Según Linares y Rosas (2019), los elementos prostéticos pueden clasificarse en prótesis estéticas, mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctrica e híbridas. Su uso depende del nivel de amputación, tipo, funcionalidad deseada y, por su puesto, el valor.

Elementos prostéticos de tipo estéticos.

Bien hace alusión su nombre, pues la principal característica de esta prótesis es cumplir con una función meramente estética y no tiene movilidad. Está fabricada, por lo general, con materiales flexibles y livianos que imitan la textura natural del miembro (Figura 5).

Figura 5

Prótesis de miembro superior estética



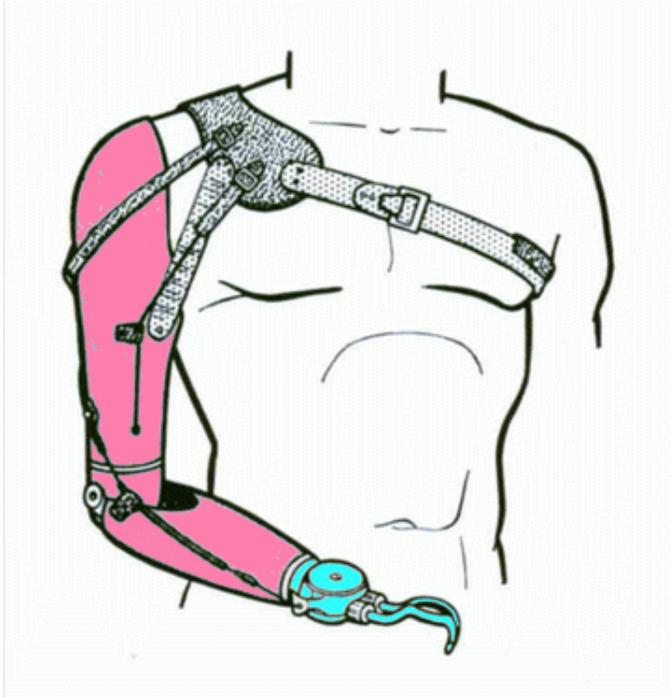
Nota. Tomada de Toda clase de prótesis y ortesis a medida, por Ortopedia Natal,s.f.

Elementos protésicos de tipo Mecánicas.

En estas prótesis son empleados mecanismos simples para hacer movimientos sencillos y básicos: aducción, abducción, extensión y flexión de los dedos de la mano. Como lo menciona Brito y Quinde et al. (2013), estas prótesis son impulsadas por una señal mecánica obtenida por el movimiento de otra parte del cuerpo y generalmente se utiliza ligas, arneses o alambres, como puede apreciarse en la Figura 6.

Figura 6

Elemento protésico de tipo mecánico.



Nota. Tomada de Niveles de Amputación por Arce, s.f.

Elementos protésicos de tipo Eléctricos.

En estas prótesis el movimiento es activado por un conjunto de motores eléctricos controlados -en su mayoría- a través de servo controles, pulsantes o interruptores como indican Brito y Quinde et al. (2013)

Según Díaz y Dorador (2009), estos sistemas no solo se diferencian por su principio de funcionamiento sino por factores relevantes como el ruido, energía consumida, dimensiones, peso, eficiencia, potencia alcanzada, entre otros (Figura 7).

Figura 7

Elemento protésico de tipo eléctrico.



Nota. Tomado de *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano* (p. 59), por Brito y Quinde et al., 2013.

Elementos protésicos de tipo Neumáticas:

La Figura 8 muestra una prótesis de mano de acción neumática, cuya característica principal es que emplea la presión de aire generada por un compresor para lograr el movimiento de los componentes. Como lo menciona Brito y Quinde et al. (2013), este mecanismo otorga gran fuerza y velocidad de movimiento; pero claro, generalmente es costo y difícil de controlar debido a su gran tamaño.

Figura 8

Elemento protésico de tipo neumático.



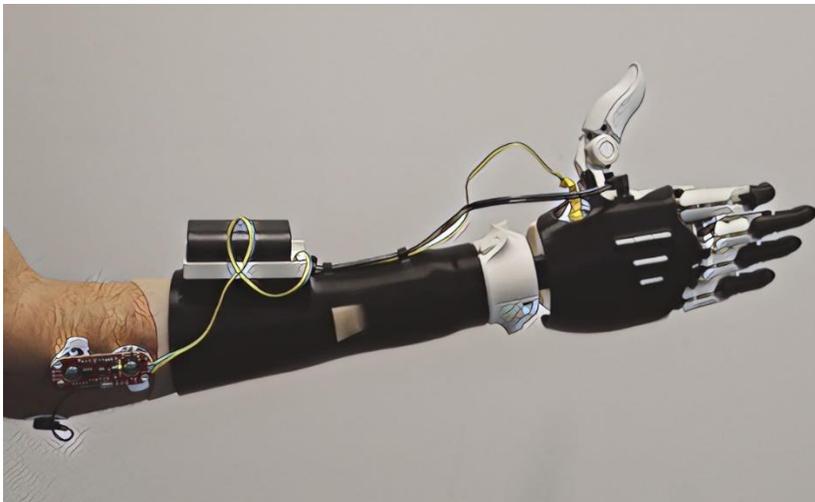
Nota. Tomado de *Development of Prosthetic Arm with Pneumatic Prosthetic Hand and Tendon-Driven Wrist* (p. 5049), por Takeda et al., 2009.

Elementos protésicos de tipo Mioeléctricas:

Rivas (2017) indica que estas prótesis son las más recomendadas en amputaciones transradiales. La característica principal es que el movimiento de sus componentes electromecánicos es dado mediante señales musculares bioeléctricas de dos o más músculos conectados a través de un electrodo para miografía o electrodo EMG. Dependiendo del sistema de procesamiento de las señales EMG, estas prótesis suelen dar respuestas más rápidas y precisas, como puede apreciarse en la Figura 9.

Figura 9

Elemento protésico de tipo Mioeléctrica.



Nota. Tomada de *Prótesis mioeléctricas personalizadas de mano con retroalimentación háptica empleando fabricación digital en filamentos de plástico PET*, por Pontificia Universidad Católica de Perú, 2020.

Componentes principales de una prótesis de mano y antebrazo.

Los sistemas que conforman la mayoría de prótesis convencionales para antebrazo son:

- **Encaje:** mantiene contacto superficial con el muñón del paciente. Se adapta mediante ajuste deslizable al antebrazo y el exterior tiene una apariencia similar a la del brazo.
- **Componente del codo:** simula la articulación del codo al emplear un mecanismo de bisagras o rótulas. Además, permite unir el arnés con el encaje.
- **Dispositivo terminal:** permite agarrar y sostener objetos: puede ser un gancho o tener la forma de la mano.
- **Unidad de muñeca:** por lo general es un elemento desmontable, su función es remplazar a la muñeca y, dependiendo del mecanismo, permite realizar movimientos de abducción, aducción, extensión y flexión.
- **Medios de suspensión o fijación:** son los que permiten que la prótesis y el muñón estén anclados (Rivas, 2017).

Funciones básicas de una prótesis de mano y antebrazo.

Según indica Brito, Quinde y Cuzco (2013), la taxonomía y clasificación de los movimientos efectivos de la mano fue realizada por Frank Gilbreth, quien los denominó como movimientos fundamentales de Therblig, los cuales están detallados en la Tabla 2.

Tabla 2

Clasificación Movimientos Therblig

No	Movimiento
1	Buscar
2	Seleccionar
3	Prensión
4	Alcanzar

5	Mover
6	Sostener
7	Soltar
8	Colocar en posición
9	Precolocar en posición
10	Inspeccionar
11	Ensamblar
12	Desensamblar
13	Usar
14	Retraso Inevitable
15	Retraso Evitable
16	Planear
17	Descansar

Nota. Adaptado de *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha* (p. 3), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Para Rivas (2017), del total de estos 17 movimientos, son 5 movimientos los de uso cotidiano que deben ser analizados:

- **Prensión:** movimiento resultante de flexión de los dedos.
- **Alcanzar:** movimiento resultante al desplazar el antebrazo y mano en dirección de un objeto.
- **Mover:** movimiento resultante de dos posiciones, la primera posición resulta de la flexión de las falanges con peso al interior de la cavidad formada entre los dedos y la palma, la segunda posición resulta del desplazamiento del antebrazo mantenimiento la primera posición hacia otro lugar.
- **Sostener:** a diferencia del movimiento de mover este movimiento resulta de la flexión de las falanges con peso al interior de la cavidad formada entre los dedos y la palma, y mantener dicha posición indefinidamente
- **Soltar:** este movimiento es el resultante de la extender las falanges de la mano y dejar sin restricción el peso o carga al interior de la palma.

Rivas (2017) también indica que el movimiento de prensión tiene varias configuraciones, que deben ser tomadas en cuenta para que una prótesis mioeléctrica de mano y antebrazo sea funcional:

- **Prensión en pinza:** el agarre está dado en función de la acción del pulpejo del dedo pulgar, índice y medio o solo del pulgar e índice.
- **Agarre cilíndrico:** ocurre cuando se introduce cuatro dedos triarticulados en la palma de la mano, la cual funciona como un plano y el pulgar como apoyo. Es utilizado para hacer fuerza, por ejemplo, coger una herramienta.
- **Agarre de gancho lateral:** su función es la misma que la pinza digital, solo se diferencia en que tiene el movimiento de muñeca en rotación parcial.

Anatomía mano humana.

Como lo expone la Figura 10, la mano tiene tres partes claramente establecidas: palma, dedos y muñeca, cada uno con estructura ósea que, en conjunto con músculos y ligamentos de la mano y antebrazo, permiten ejecutar movimientos de gran precisión.

Figura 10

Disposición anatómica de la mano humana.



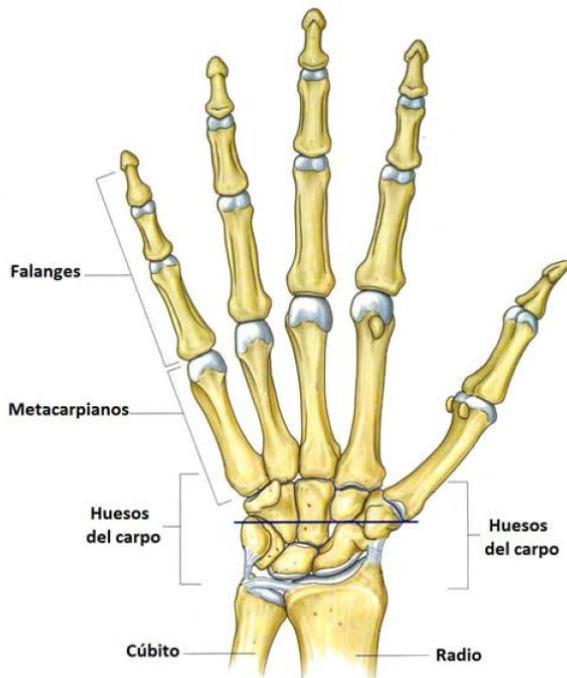
Nota. Tomado de *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha* (p. 5), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Componentes de la estructura ósea de la mano humana.

Como se puede apreciar en la **Figura 11**, una mano humana normal consta de 27 huesos ubicados en diferentes segmentos: 8 en el carpo, 5 metacarpianos y 14 falanges.

Figura 11

Huesos que componen la estructura ósea de la mano humana.



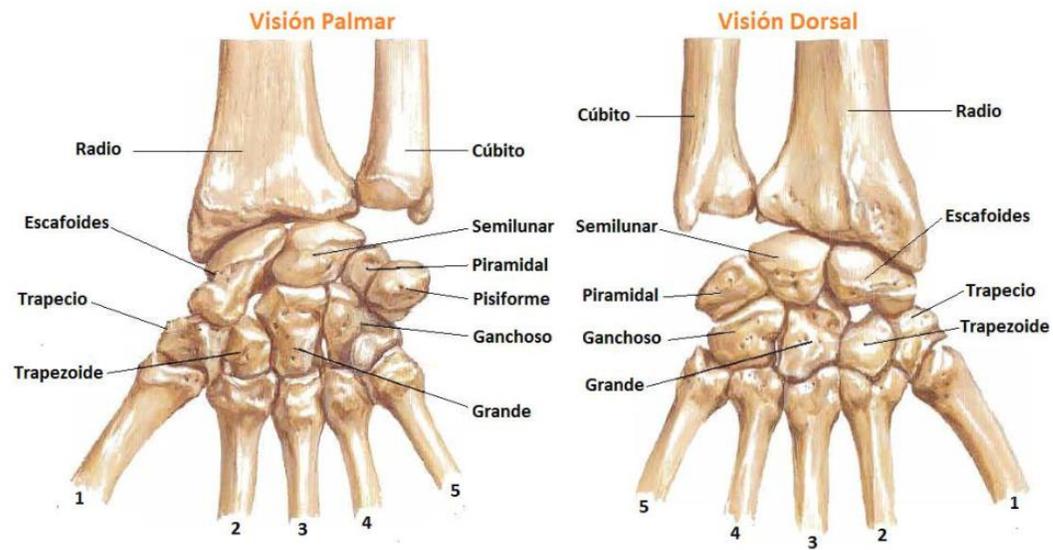
- 8 huesos en el Carpo
- 5 huesos Metacarpianos
- 14 huesos falanges

Nota. Tomado de *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha* (p. 6), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Por otro lado, la muñeca tiene ocho huesos del carpo, distribuidos en dos hileras de cuatro huesos cada uno, que están enlazados con los huesos del antebrazo mediante los ligamentos (Joffre Brito et al., 2013; Ramírez et al., 2020) (Figura 12).

Figura 12

Huesos del Carpo

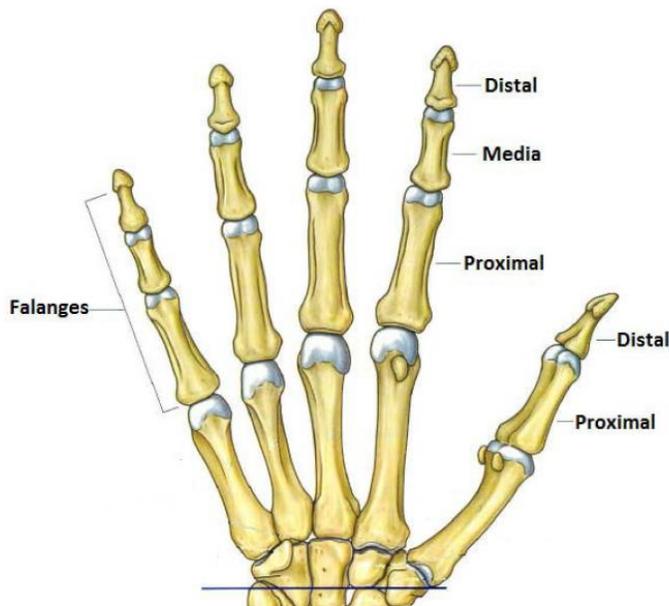


Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 6), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

En la Figura 13 puede apreciarse la manera en que están agrupados los huesos de las falanges. Los dedos: índice, anular, medio y meñique poseen tres falanges; a diferencia del dedo pulgar que solo tiene dos.

Figura 13

Huesos Falanges



- Falange proximal
- Falange Media
- Falange Distal

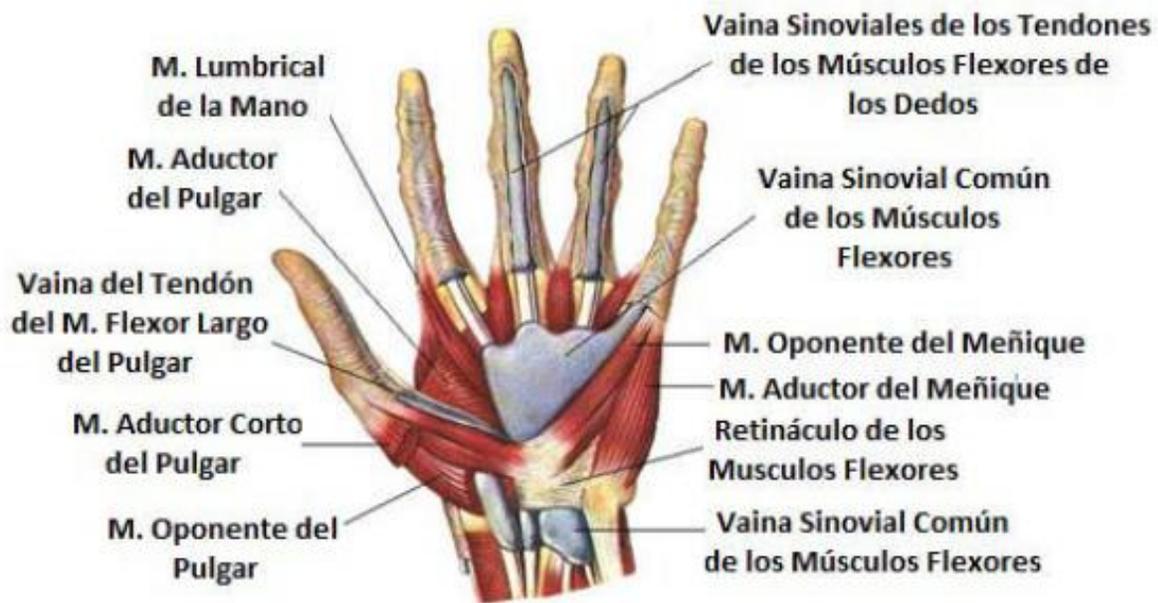
Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 6), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Componentes de la estructura muscular de la mano humana.

Los movimientos de la mano no solo dependen funcionalmente de sus elementos intrínsecos, sino también de una cantidad significativa de estructuras en los niveles más próximos, es decir músculos y tendones (Ramírez et al., 2020). Es así que los músculos al ser contráctiles, con el apoyo de huesos y tendones, otorgan estabilidad a los dedos, regulan la fuerza en movimiento y permiten que vuelvan su posición inicial. La Figura 14 expone los dos grupos de músculos que conforman la mano: extrínsecos e intrínsecos.

Figura 14

Músculos y tendones mano humana



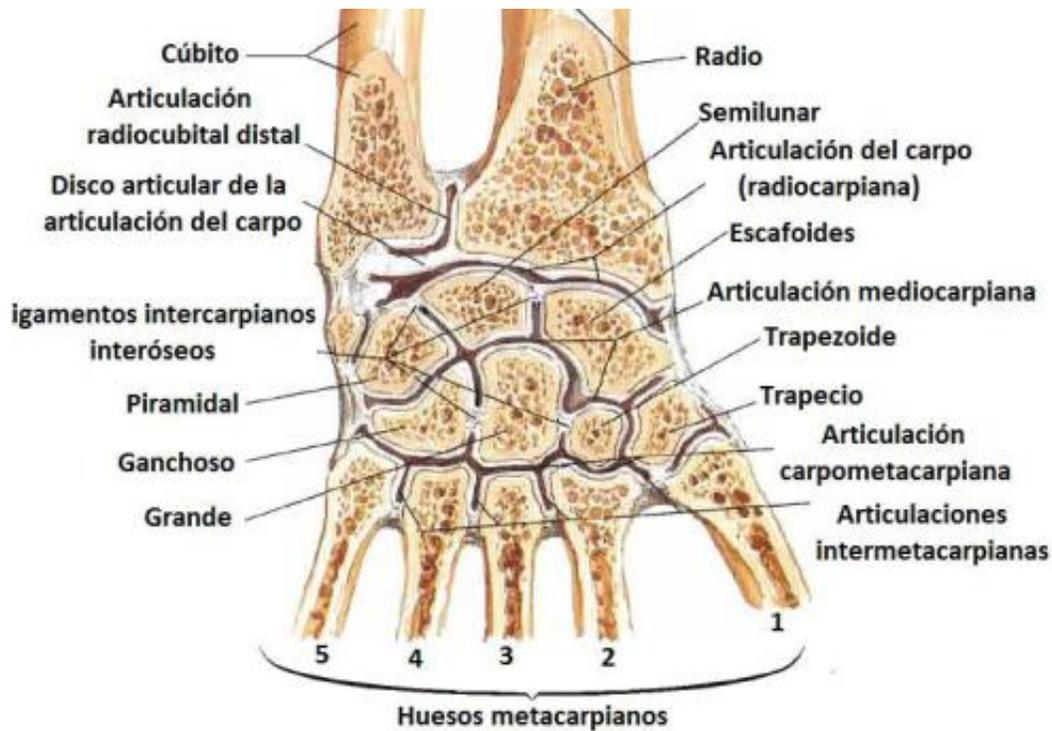
Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 9), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Articulaciones de la “muñeca” humana.

La muñeca es la unión entre el antebrazo y la mano. Sus límites exactos son proximal, borde inferior del pronador cuadrado y distal y las articulaciones carpometacarpianas (Ramírez et al., 2020). A continuación, la Figura 15 expone el complejo articular que conforma la muñeca.

Figura 15

Sección coronal: visión dorsal muñeca mano humana

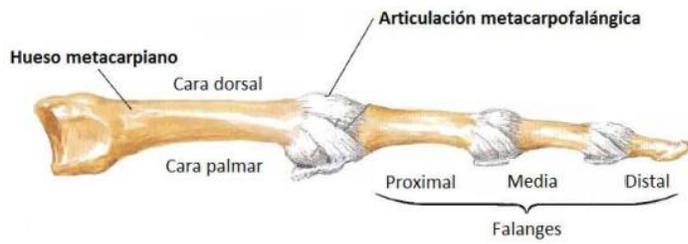


Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 10), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Por otro lado, como se muestra en la Figura 16 la articulación metacarpofalángica, a través de los ligamentos colaterales, permiten tener estabilidad y flexión para que los dedos realicen movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción.

Figura 16

Articulación Metacarpofalángica



Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 11), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013.

Como se muestra en la Figura 17, las articulaciones interfalángicas de la mano dan paso a que existan movimientos de flexión y extensión (Brito, Quinde y Cuzco, 2013).

Figura 17

Articulaciones de las falanges



Nota. Tomado de Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (p. 12), por Brito, Quinde y Cuzco, 2013

Amplitud de movimiento falanges y muñeca.

De acuerdo con la definición de grados de libertad de un sistema, como el número de parámetros independientes que se necesitan para definir unívocamente la posición de un sistema mecánico en el espacio en cualquier instante, entonces, es importante tomar en cuenta el rango de amplitud o rango de movimientos de las articulaciones y falanges para ser parametrizados mediante ecuaciones y representaciones de mecanismos y eslabones (Tabla 3).

Tabla 3

Rango de Amplitud en Articulaciones Mano

Articulación	Movimiento	Amplitud
Muñeca	Aducción y Abducción	El rango de amplitud de los movimientos de aducción y abducción de la “muñeca” tienen un rango de amplitud de 45° y 15° ^a
Muñeca	Flexión y extensión	El rango de amplitud de los movimientos de flexión y extensión de “muñeca” humana tienen un rango de amplitud hasta 85° ^a
Metacarpofalángica	Aducción y Abducción	El rango de amplitud de los movimientos de abducción y aducción de los dedos es la siguiente: Índice-medio: 0° a 15°. Medio- anular: 0° a 26°. Anular-Meñique: 0 a 35 °.
Interfalangica	Flexión y extensión	De 0° hasta 65°-90°(distal), De 0° hasta 110-130° (falange media), De 0° hasta 90° (falange proximal)
Interfalangica posicion puño	Flexión y extensión	Meñique: 70°. Anular: 80°. Medio: 90°. Índice: 100°.
Interfalangica del Pulgar	Aducción y Abducción	El dedo pulgar realiza movimientos excepcionales e indispensables de cierre y rotación gracias a la articulación de su metacarpo ^a El rango de amplitud de los movimientos en la aducción y abducción, es decir cuando el dedo pulgar se mueve en dirección hacia el dedo índice o lejos de este es de: 0° hasta 35°-40°.
Interfalangica del Pulgar	Flexión y extensión	La amplitud del movimiento de flexión del pulgar es de 0 hasta 45°-60°.

Nota. ^a Brito, Quinde y Cuzco (2013).

Fuerza en articulaciones.

La fuerza requerida por los motores del elemento protésico para realizar el movimiento de prensión con distintos pesos se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4

Fuerza y torque calculados para diferentes pesos.

Masa (Kg)	Fuerza requerida (N)	Torque (Nm)
0,7	7,8	0,2041
0,5	5,63	0,1456
0,3	3,38	0,0871
0,2	2,25	0,0585

Nota. Adaptado de “EMG control of a 3D printed myo electric prosthetic hand” (p. 3), de Farooq et al., 2019, *Materials Science and Engineering*, 635 (1).

Adquisición de Señales EMG

Las señales de la actividad muscular son extraídas y procesadas por electromiografía, técnica aplicada para evaluar y registrar la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos (Farooq et al., 2019). Para registrar la EMG, Valadez et al. (2019) sugiere colocar electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) dado que no son invasivos y resultan fáciles de utilizar sobre la superficie de la piel del músculo. Además, menciona que es recomendable que dichos electrodos sean circulares, de 10 mm de diámetro y colocados con una separación de 2 a 3 cm.

Por su parte, Contreras et al. (2015) sugiere que para colocar los sensores superficiales se debe:

Ubicar el hueso acromion y la fosa cubital (fosa del codo), después trazar una línea media para conectar ambos huesos, y a un tercio de la línea media de la fosa cubital es donde se deben colocar los dos electrodos. Entre estos electrodos deben tener una distancia de 2 cm, en el caso del electrodo de referencia su colocación es sobre el hueso acromion o alrededor de la muñeca. (p. 80)

Finalmente, cabe indicar que el circuito de acondicionamiento empleado para el procesamiento y tratamiento de las señales EMG tiene cuatro etapas: preamplificación, filtrado, amplificación y rectificación.

Amplificación de señales.

Valadez et al. (2019) indican que la EMG implementada para activar las prótesis tiene una amplitud entre $50 \mu\text{V}$ y 5mV y una frente de 20Hz a 500Hz , por lo que es necesario elevar el nivel de potencia y su capacidad para alcanzar niveles utilizables. Los amplificadores empleados en esta investigación tienen como principal elemento del circuito al transistor, el cual posee tres terminales y es alimentado por una fuente que sirve para polarizarlo, lo que permite que la corriente del colector disponga de más energía que la corriente de la base. Los circuitos de amplificación empleados son:

- Amplificadores operacionales
- Amplificadores de instrumentación

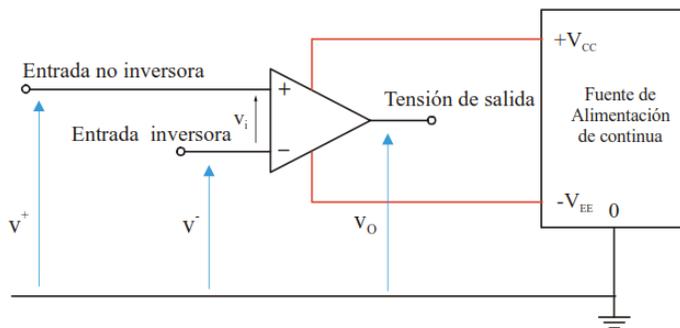
Amplificadores Operacionales. Son dispositivos de corriente continua con entrada diferencial y cuya función radica principalmente en amplificar la diferencia entre dos señales de entrada. Generalmente, son empleados en técnicas operacionales, por ejemplo, circuitos que realizan operaciones matemáticas: sumar, restar, multiplicar, dividir, derivar, integrar, etc.

Debido a su versatilidad, en el campo industrial son utilizados en sistemas electrónicos de potencia, control, reguladores de frecuencia, procesamiento de señales, entre otros (Vaca, 2017).

Como se muestra en la Figura 18, los amplificadores operacionales poseen dos entradas: una positiva v^+ y otra negativa v^- que generan una señal de salida v_o .

Figura 18

Símbolo eléctrico y terminales de un amplificador operacional



Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 17) , por E. Vaca, 2017.

Según indica Vaca (2017), las características ideales de un amplificador operacional son las siguientes:

- Ganancia de voltaje infinita. (p.17)
- Ganancia de modo común nula que se expresa mediante la ecuación (1). (p.17)

$$v_o = \lim_{A_d \rightarrow \infty} (v^+ - v^-) \quad (1)$$

- Impedancia de entrada infinita que se puede expresar mediante la ecuación (2).

$$i_+ = i_- = 0 \quad (2)$$

- Impedancia de salida nula que se puede expresar mediante la ecuación (3).

$$v_o \text{ independiente de } i_o \quad (3)$$

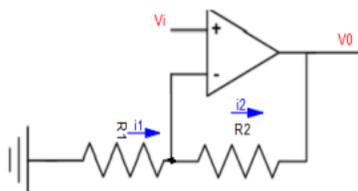
- La tensión de offset cero.

De acuerdo a Vaca (2017), aunque estas características son ideales, en la práctica no es posible alcanzarlas: la ganancia de voltaje no puede ser infinita debido a que depende de la capacidad de voltaje de las fuentes de alimentación. Es así que los AOP intentan aproximarse a estas características

Configuración no inversora con realimentación negativa (RN) de amplificador operacional. Como se muestra en la Figura 19, un circuito de amplificador no inversor con realimentación negativa toma el valor de la entrada positiva v^+ como un valor de referencia, al estar la señal de salida v_o en fase con la señal de entrada negativa v^- se puede controlar el nivel que ambas entradas asumen (Vaca, 2017).

Figura 19

Configuración no Inversora de Amplificador Operacional



Nota. Tomado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 18), por E. Vaca, 2017.

Cálculo de la Ganancia de un Amplificador Operacional en configuración no inversora. Según el circuito de la Figura 19 se puede asumir una condición teórica ideal conocida como cortocircuito virtual, basada en la ganancia de voltaje infinita. Vaca (2017), explica que en este circuito se aplica una tensión v_i en la entrada positiva v^+ y una fracción de la señal de salida v_o se aplica en la entrada negativa v^- , dado que existe un divisor de tensión por las resistencias R_1 y R_2 . Además, en vista que no fluye corriente de entrada en ningún terminal y ya que $v_d = 0$, entonces podemos asumir la siguiente ecuación (4) y (5).

$$I = i_1 = i_2 \quad (4)$$

$$v_o = I * (R_1 + R_2) \rightarrow I = \frac{(R_1 + R_2)}{v_o} \quad (5)$$

Si se conoce que la tensión en R_1 será igual a v_i entonces mediante la ecuación (6) se puede decir que:

$$v_i = I * R_1 \rightarrow I = \frac{R_1}{v_i} \quad (6)$$

Igualamos ecuación (5) y ecuación (6)

$$\frac{(R_1 + R_2)}{v_o} = \frac{R_1}{v_i} \quad (7)$$

Despejamos v_o de la ecuación (7) y tenemos que:

$$v_o = \frac{v_i}{R_1} * (R_1 + R_2) \quad (8)$$

Si expresamos en términos de ganancia tenemos que:

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \quad (9)$$

Simplificamos la ecuación (9) donde la ganancia A_d se expresa como:

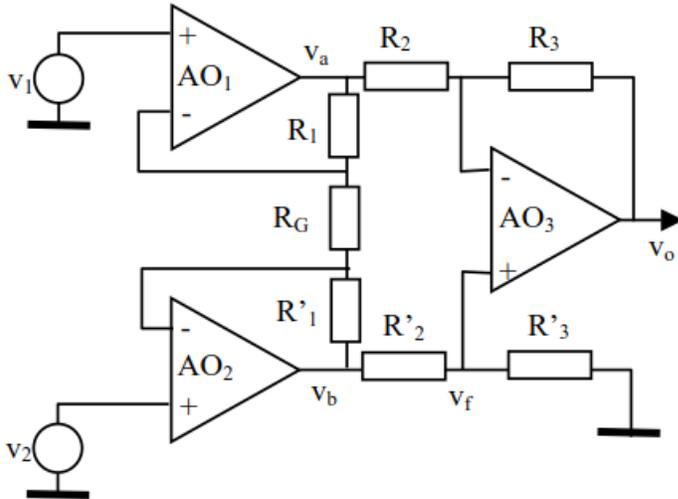
$$A_d = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (10)$$

Amplificadores de Instrumentación. Es un elemento de estado sólido, de corriente continua y de amplificación diferencial. Su ganancia es posible establecerla de manera exacta; además, su configuración optimizada le permite operar en ambientes hostiles en los que la señal de entrada tiene perturbaciones debido a que existe ruido. (Vaca, 2017)

Para Vaca (2017) los amplificadores de instrumentación deben tener las siguientes características:

- Ganancia diferencial precisa y estable. (p.19)
- Impedancia de entrada idealmente infinita. (p.19)
- Impedancia de salida baja idealmente cero para que el dispositivo sea inmune a la carga conectada en la salida. (p.19)
- Bajo nivel de tensión offset que permita trabajar con señales muy pequeñas. (p.19)
- El parámetro CMRR del circuito alto idealmente infinito, de modo que el amplificador solo responda a la diferencia entre las señales de entrada, ignorando completamente la componente de entrada de modo común. (p.19)

En la Figura 20 se muestra el diagrama unifilar del circuito que conforma un amplificador de instrumentación donde se aprecia que el mismo se encuentra conformado por tres circuitos de amplificadores operacionales divididos en dos etapas.

Figura 20*Configuración Amplificador de Instrumentación*

Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 19) , por E. Vaca, 2017.

Ganancia de un amplificador de instrumentación. Al analizar la configuración de la primera etapa puede corroborarse que corresponde a dos circuitos de preamplificación conformados por AO_1 y AO_2 , que son amplificadores diferenciales, y que $R'_1 = R_1$, $R'_2 = R_2$ y $R'_3 = R_3$. Por lo tanto, para plantear la función de transferencia debe considerarse la Ecuación (11):

$$\frac{v_a - v_1}{R_1} = \frac{v_1 - v_2}{R_G} = \frac{v_2 - v_b}{R'_1} \quad (11)$$

Del circuito AO_3 se obtienen las ecuaciones (12) y (13)

$$\frac{v_b - v_f}{R'_2} = \frac{v_f}{R'_3} \quad (12)$$

$$\frac{v_a - v_f}{R_2} = \frac{v_f - v_0}{R_3} \quad (13)$$

Si despejamos v_a de la ecuación (11) obtenemos la ecuación (14) :

$$v_a = v_1 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_2 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \quad (14)$$

Despejamos v_b de la ecuación (11) tenemos:

$$v_b = v_2 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_1 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \quad (15)$$

Se calcula la salda diferencial de $v_a - v_b$ y se obtiene la expresión:

$$v_a - v_b = \left[v_1 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_2 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \right] - \left[v_2 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_1 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \right] \quad (16)$$

Resolvemos términos semejantes y se simplifica en:

$$v_a - v_b = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) (v_2 - v_1) \quad (17)$$

En donde la ganancia de la primera etapa es:

$$Ad_1 = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \quad (18)$$

Vaca (2017), indica que la segunda etapa de amplificación está conformada por un amplificador restador, y nos indica que para determinar la ganancia en esta etapa se calcula de la siguiente manera:

Debido al cortocircuito virtual las corrientes son iguales:

$$i_4 = i_5 = \frac{v_1 - v_x}{R_2} = \frac{v_x - v_0}{R_3} \quad (19)$$

El potencial v_x en la entrada diferencial se obtiene:

$$v_x = v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \quad (20)$$

Remplazando v_x en la ecuación (18) tenemos:

$$\frac{v_1 - v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right)}{R_2} = \frac{v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) - v_o}{R_3} \quad (21)$$

Despejando v_o de la ecuación (21) tenemos:

$$v_o = v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \left(\frac{R_2 + R_3}{R_2} \right) - v_1 \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \quad (22)$$

Simplificando términos semejantes tenemos que:

$$v_o = -\frac{R_3}{R_2} (v_2 - v_1) \quad (23)$$

La ganancia de la segunda etapa se muestra en la ecuación (24)

$$Ad_2 = -\frac{R_3}{R_2} \quad (24)$$

Para Vaca (2017), la ganancia total de un amplificador de instrumentación se obtiene del producto de las ganancias de la primera y segunda etapa como se indica en la ecuación (25) :

$$Ad = (Ad_1)(Ad_2) = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \quad (25)$$

Filtrado de señales.

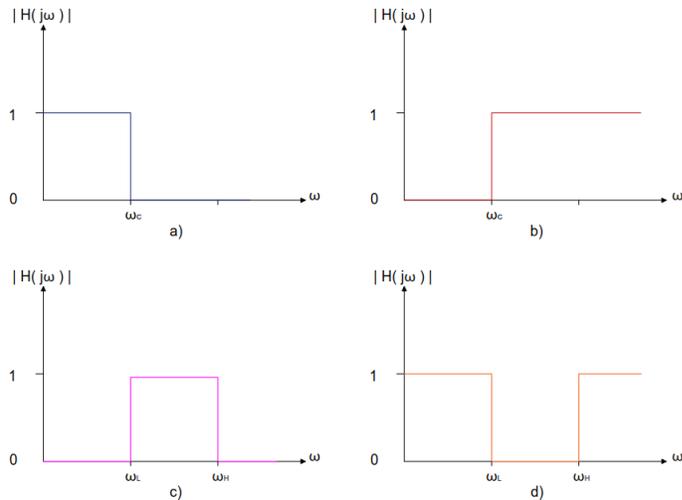
Un filtro de señal puede ser cualquier medio por el que transita una señal de entrada -que es modificada- y en donde se produce una separación de los componentes extraños de ruido o interferencias externas. Existen varios tipos de filtros que son utilizados según el tipo de señal: analógica o digital.

Como lo indica Vaca (2017), los filtros son circuitos electrónicos que permiten el paso de frecuencias específicas, es así que al fijar una banda de frecuencias para que todas las señales

fuera de este rango sean atenuadas; estas pueden clasificarse como pasa bajas, pasa altas, pasa banda y rechaza banda (o notch).

Filtros Analógicos. Cuando la señal es de tipo analógica se pueden emplear los siguientes filtros analógicos:

- **Filtros pasa bajos:** facilita el paso de las frecuencias con un valor menor al de la frecuencia de corte ω_c . En este caso, el resultado de respuesta ideal en frecuencia es $H = 1$ para $w < \omega_c$ y $H = 0$ para $w > \omega_c$, como se muestra en la Figura 21a. (Vaca, 2017, p. 22)
- **Filtros pasa alto:** atenúa las frecuencias que son menores que las de corte ω_c y da paso a frecuencias mayores a que las de corte ω_c . La respuesta ideal en frecuencia es $H = 0$ para $w < \omega_c$ y $H = 1$ para $w > \omega_c$, como se muestra en la Figura 21b. (Vaca, 2017, p. 22)
- **Filtros pasa banda:** mitiga las frecuencias menores y mayores al rango de frecuencias entre ω_L y ω_H . La respuesta ideal en frecuencia es $H = 1$ para $\omega_L < w < \omega_H$ y $H = 0$ para $w < \omega_L$ o $w > \omega_H$, como se muestra en la Figura 21c. (Vaca, 2017, p. 22)
- **Filtros elimina banda:** mitiga las frecuencias dentro del rango entre ω_L y ω_H , mientras que las frecuencias fuera de este rango surgen sin atenuación. La respuesta ideal en frecuencia es $H = 0$ para $\omega_L < w < \omega_H$ y $H = 1$ para $w < \omega_L$ o $w > \omega_H$, como se muestra en la Figura 21d. (Vaca, 2017, p. 22)

Figura 21*Respuesta Ideal en Frecuencia de Filtros*

Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 22) , por E. Vaca, 2017.

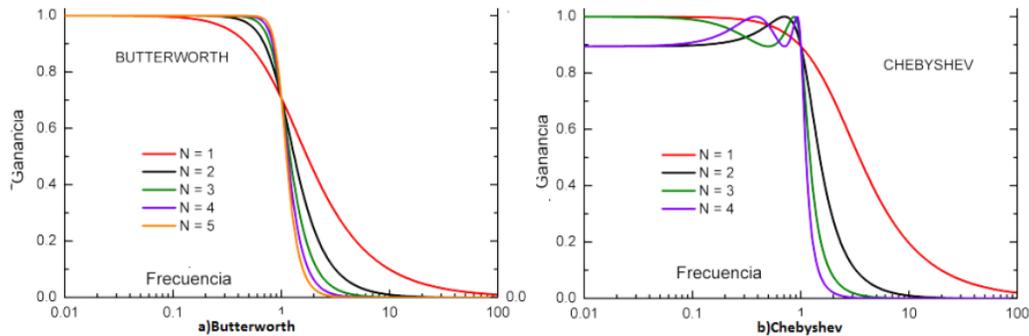
Vaca (2017) también expone los siguientes filtros:

- Filtro Butterworth:** la respuesta en frecuencia del filtro es plana y con pocas ondulaciones en la banda de paso. Suele aplicarse en situaciones de conversión de datos o cuando se necesita lograr precisión de medida en la banda de paso. Aquí, la salida es constante casi hasta la frecuencia de corte, como se muestra en la Figura 22a y es el único filtro que conserva su forma para órdenes mayores. (Vaca, 2017, p. 22)
- Filtro Chebyshev:** la función de transferencia tiene una magnitud con máximos y mínimos en la banda de paso. Gráficamente, puede apreciarse estas ondulaciones cuyo valor es dependiente del orden del filtro antes de alcanzar a la frecuencia de corte. Es así que las ondulaciones amenoran a medida que el orden del filtro se

incrementa, como se muestra en la Figura 22b, hecho que provoca que el orden disminuya en contraste con un filtro Butterworth.(Vaca, 2017, p. 23)

Figura 22

Comportamiento de un filtro a)Butterworth b)Chebyshev



Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 23) , por E. Vaca, 2017.

Filtros digitales. Vaca (2017) menciona que ante una señal digital es necesario utilizar un filtro que permita realizar operaciones matemáticas para tomar la secuencia de números de la señal de entrada y modificarlas, con el fin de obtener otra secuencia de números como señal de salida. La aplicación de filtros digitales puede darse a través de un algoritmo de computadora o como un circuito integrado de microcontroladores y es posible encontrar los siguientes:

- **Filtros FIR:** conocido también como filtro de respuesta finita o transversal, es empleado cuando se necesita una respuesta que cambie linealmente con la frecuencia. Además, es de tipo no recursivo, su ecuación característica se muestra en la Ecuación (26), en donde n es el orden del filtro y b_k son los coeficientes del filtro. (Vaca, 2017, p. 23)

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k(n-k) \quad (26)$$

Por otro lado García (2003), nos indica que la respuesta de salida de un sistema discreto a una secuencia $x(n)$, conocida la respuesta a la muestra unitaria al impulso $h(n)$ y aplicándole la transformada z se tiene la Ecuación (27):

$$y(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k z^{-k} \quad (27)$$

- **Filtros IIR:** estos filtros de respuesta infinita al impulso son sistemas recursivos, pues su función de transferencia la trabajan en tiempo real debido a que la salida no depende únicamente de la entrada actual sino de valores pasados de la salida (filtros con retroalimentación), como en la ecuación (28) en donde a y b son coeficientes del filtro. El diseño está basado en aplicar las características de los filtros análogos en los digitales, su causalidad y estabilidad están ligadas a la ubicación de los ceros y los polos respecto a un círculo unidad en el plano z ; el orden del filtro es el máximo entre los valores de n y m . (Vaca, 2017, p. 24)

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^m b_i z^{-i}}{1 - \sum_{i=1}^n a_i z^{-i}} \quad (28)$$

Extracción de señales EMG.

Como indican Romo, Realpe y Jojoa (2007), en una prótesis mioeléctrica el mecanismo electromecánico es accionado por servomotores a partir de señales EMG, el origen de esta señal puede estar dado por la actividad intramuscular, capturada por agujas, o de las señales de los sensores superficiales colocados en el remanente del miembro amputado del paciente, las señales

EMG tienen un patrón unidimensional y puede aplicarse cualquier técnica de procesamiento para extraer características y reconocimiento de señales.

Entre los métodos más utilizados están:

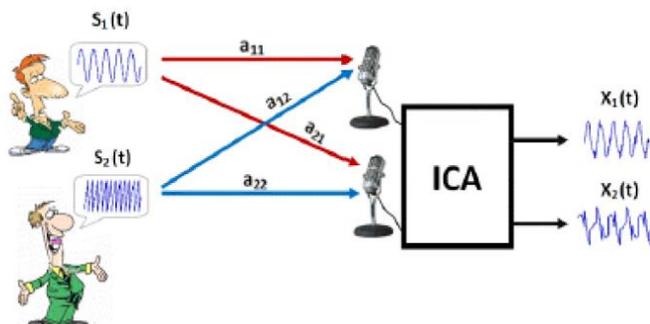
- Análisis de componentes independientes
- Transformada de Fourier
- Filtros Adaptados (AF, del inglés Adaptive Filter)

Análisis de componentes independientes (ICA, del inglés Independent Component Analysis). Vaca (2017), menciona que este método estadístico permite encontrar una representación lineal de los datos y que los componentes sean estadísticamente independientes.

En ese sentido, la Figura 23 expone un ejemplo para explicar el análisis de componentes independientes mediante el problema conocido como “cóctel de fiesta”, el cual detalla el funcionamiento de ICA.

Figura 23

Problema del Cóctel de Fiesta Representación del ICA.



Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 26), por E. Vaca, 2017.

Vaca (2017) explica este ejemplo de la siguiente manera: si se colocan dos micrófonos en diferentes lugares y cada uno registra una señal de salida en el tiempo, las cuales se pueden definir como $x_1(t)$ y $x_2(t)$, el resultado de estas señales son la suma ponderada de las señales $S_1(t)$ y $S_2(t)$. En este caso, las variables de ruido son limitadas, pero es posible aplicarse para n cantidades de señales simultaneas que pueden expresarse como una transformación lineal (Ecuación (29)):

$$\begin{aligned} x_1(t) &= a_{11}S_1(t) + a_{12}S_2(t) + \cdots a_{1m}S_m(t) \\ x_2(t) &= a_{21}S_1(t) + a_{22}S_2(t) + \cdots a_{2m}S_m(t) \\ &\vdots \\ x_m(t) &= a_{m1}S_1(t) + a_{m2}S_2(t) + \cdots a_{mm}S_m(t) \end{aligned} \quad (29)$$

También, es posible simplificarlo matricialmente de la siguiente manera (Ecuación 30):

$$X = A * S \quad (30)$$

Los coeficientes a_{ij} determinan una matriz A , conocida como matriz de mezcla, a X se le conoce como el vector mezcla y a S como vector de componentes independientes

Transformada de Fourier. Según Romo et al. (2007), la transformada de Fourier son técnicas basadas en el análisis espectral que permiten descomponer una señal de frecuencias en sus componentes sinusoidales. Dada una señal $\mathbf{s}(t)$ de energía finita, su transformada es una función \mathbf{F} definida en la Ecuación (31):

$$F(w) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-iwt} dt \quad (31)$$

De manera más detallada, Vaca (2017) indica que $F(w)$ es la señal en el dominio de la frecuencia, $f(t)$ es la señal en el dominio del tiempo, i es la unidad imaginaria y e^{-iwt} es una función exponencial compleja que consiste en la combinación de una función coseno y una función seno. (p. 27)

Filtros Adaptados (AF, del inglés Adaptive Filter). De acuerdo a Vaca (2017), este método de extracción está enfocado en detectar patrones específicos en las señales EMG, con base en la semejanza de un conjunto de señales o plantillas conocidas, y es utilizado para calcular la corrección entre la plantilla (intención concreta del usuario) y la señal.

Clasificación de las señales EMG.

Según Vaca (2017), el éxito del proceso de clasificación de las características de las señales EMG en patrones o clases radica en:

- La correcta elección de los parámetros que caracterizan la señal. (p. 28)
- La efectividad de los algoritmos de clasificación. (p. 28)
- La capacidad del individuo de reproducir y controlar dichas características. (p. 28)

Además Vaca (2017), establece que es importante que la persona esté presente dentro del proceso de clasificación, pues de no lograr cierto nivel de control, resultaría imposible asociar los parámetro de estados musculares con los algoritmos de clasificación, los cuales son:

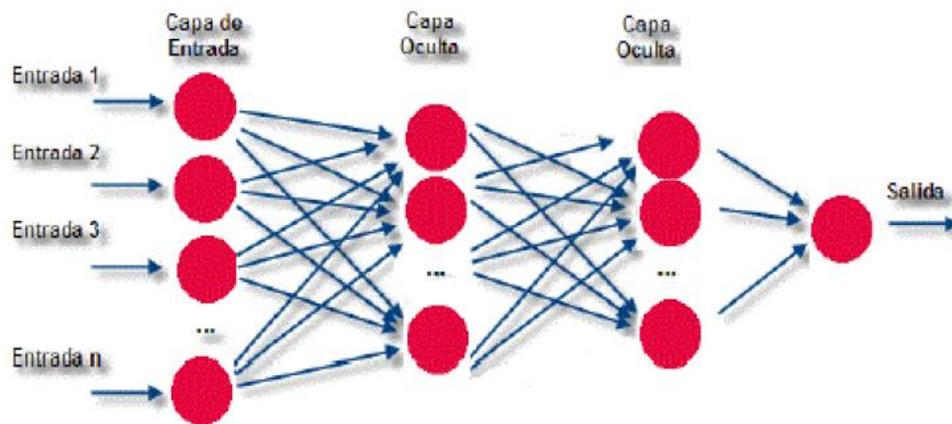
- Red Neuronal Artificial (ANN, del Inglés Artificial Neural Network). (p. 28)
- K-vecinos más Cercanos (K-NN, del Inglés K-Nearest Neighbors). (p. 29)

Red Neuronal Artificial (ANN). Es indudable que el sistema más complejo y eficiente para procesar señales es el cerebro, pues está conformado por cerca de 10 mil millones de neuronas capaces de generar respuestas en fracciones de segundo, por ejemplo, parpadear.

Vorobioff et al. (2022), indica que la idea de una red neuronal artificial es imitar la estructura del sistema nervioso, generar sistemas de procesamiento paralelo, distribuidos y adaptativos, con una capacidad de inteligencia aparente, pues simula el comportamiento de aprendizaje del sistema nervioso. Existen distintos tipos de redes neuronales: el más sencillo está formado por una sola neurona, conocida como perceptrón, y otros más complejos se forman por varias neuronas artificiales, denominadas perceptrones, que están organizadas en distintas capas (red neuronal multicapa o Perceptrón Multicapa MLP) (ver Figura 24).

Figura 24

Estructura de un MLP



Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 28) , por E. Vaca, 2017.

Según Vaca (2017), la función de salida resulta de la suma ponderada de varias entradas y se puede describir con la Ecuación (32):

$$y = f\left(\sum_{i=1}^N w_i x_i - w_0\right) \quad (32)$$

Donde:

y = término de salida

x_i = valor desde i hasta n entradas

w_i = peso asociado a la variable x_i

w_0 = umbral superior de activación de la neurona

K-vecinos más Cercanos (K-NN, del Inglés K-Nearest Neighbors). Para Vaca (2017), este es un algoritmo de clasificación basado en la distancia euclidiana mínima entre dos puntos (p_1 y p_2), como se muestra en la Ecuación (33), este algoritmo permite clasificar muestras en relación del rango o puntos del conjunto de entrenamiento, de esta manera el resultado se determina por votación de las distancias más cercanas: la letra K representa la cantidad de patrones que considerados para la toma de decisiones.

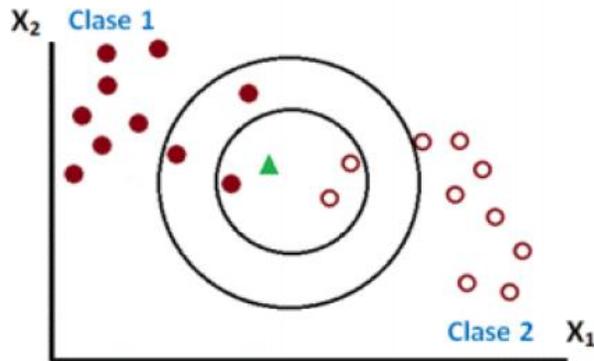
$$d(p_1, p_2) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (33)$$

A continuación, la Figura 25 muestra un ejemplo de aplicación del algoritmo K-NN. Al respecto Vaca (2017), explica que existen 20 muestras clasificadas en dos valores posibles, en este caso, el algoritmo clasificará el triángulo verde en clase 1 o clase 2; acorde a la distancia al

punto más cercano, en este caso pertenece a un punto de clase 1, por lo que el triángulo verde es asignado este.

Figura 25

Ejemplo Aplicación Algoritmo K-NN



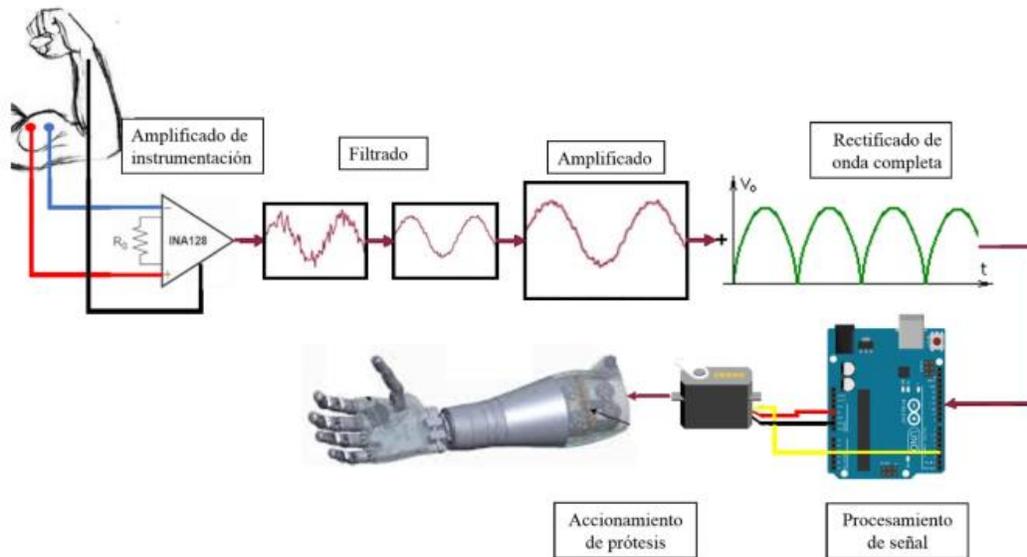
Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas Cerebrales*, (p. 29) , por E. Vaca, 2017.

Etapas de Control.

Una prótesis robótica se define “como un elemento artificial dotado de cierta autonomía e inteligencia capaz de realizar una función de una parte faltante del cuerpo” Vaca (2017). Como se muestra en la Figura 26, la etapa de control corresponde a la interacción directa entre la actividad muscular del usuario registrada a través de los sensores de señal EMG y la parte lógica programada que controla todos los actuadores del sistema controlados a través un microcontrolador, dependiendo de la programación, una vez identificadas las características de las señales y clarificarlas, se toma una decisión de control para que el elemento final realice las acciones correspondientes (Calderón, 2018).

Figura 26

Funcionamiento de un sistema de control de prótesis mediante adquisición de señales EMG.



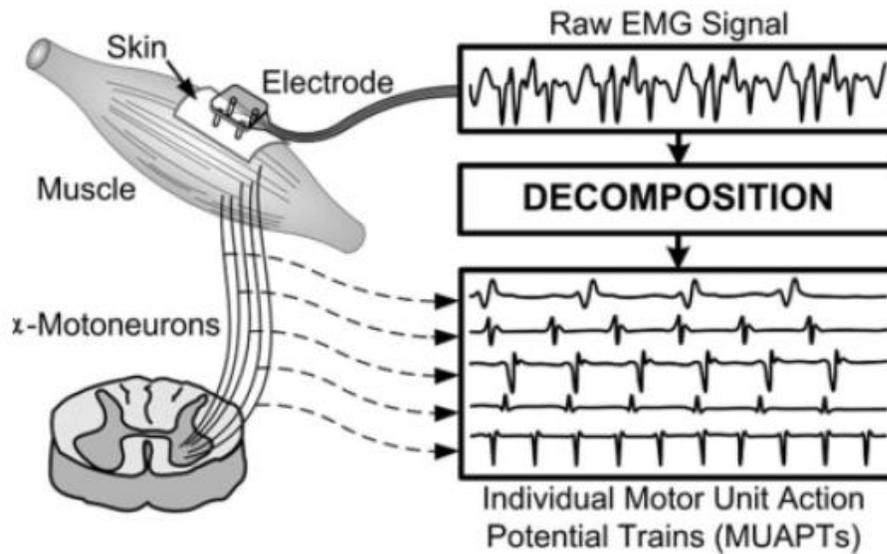
Nota. Adaptado de *Diseño e Implementación de Sistema para Detección de Señales Electromiográficas*, (p. 18) , por J. Calderón, 2018.

Electrodo de superficie.

Calderón (2018) define al electrodo como un transductor, que físicamente se conforma por una placa conductora pequeña, en la Figura 27 se muestra el funcionamiento de un electrodo de superficie que recoge la actividad eléctrica (corriente iónica) generada por millones de neuronas del tejido vivo del cuerpo y la transporta hacia un dispositivo electrónico para el procesamiento de señales.

Figura 27

Esquema de descomposición de señales electromiográficas de superficie.



Nota. Adaptado de *Diseño e Implementación de Sistema para Detección de Señales Electromiográficas*, (p. 13) , por J. Calderón, 2018.

En la Tabla 5 se muestra el rango de amplitud para los distintos tipos de bioseñales del cuerpo humano, en el caso de las señales EMG el rango de amplitud que genera la actividad eléctrica muscular se encuentra en el rango de los microvoltios, por lo que es preferible emplear electrodos construidos a base materiales con alta conductividad como plata (Ag), oro(Au), o cloruro de plata(AgCl) (Calderón, 2018).

Tabla 5

Fuentes de señales bioeléctricas

Bioseñal	Definición	Rango de amplitud	Rango de Frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica Cardíaca	0,5 - 4 mV	0,01-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica Cerebral	5 - 300 μ V	DC-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10 μ V - 1 mV	DC-1 Hz

Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0,1 - 5 mV	DC-10 Hz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0,01 - 3 mV	DC-1 kHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-córnea	50 - 3500 μ V	DC-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 μ V	DC-50 Hz
Fonocardiograma (PCG)	Sonidos Cardíacos	80 dB (rango dinámico) 100 μ Pa (Umbral)	5-2000 Hz

Nota. Adaptado de *Diseño e Implementación de Sistema para Detección de Señales*

Electromiográficas, (p. 11) , por J. Calderón, 2018.

Actuadores.

Vaca (2017), define a los actuadores como dispositivos capaces de transformar la energía en movimiento y transmitir fuerza, la fuente de esta energía puede ser energía creada por aire, líquido o electricidad, por lo general los movimientos básicos de los actuadores son de tipo lineal y rotativo, pero también es común el movimiento oscilatorio, dependiendo del tipo de fuente de energía se tienen 3 tipos de actuadores:

- **Actuadores eléctricos:** estos transforman la energía eléctrica en energía mecánica, por lo general son empleados en la mayoría de prótesis ya que presentan numerosas ventajas sobre otros tipos de actuadores, entre las que destacan su eficiencia, disponibilidad en el mercado, variedad de tamaños y facilidad de control y programación. Los actuadores eléctricos más conocidos se tienen: motores de DC, motores a paso, servomotores, motores sin escobillas, motores ultrasónicos. (p. 43)
- **Actuadores Neumáticos:** estos utilizan energía almacenada de presión que se genera al comprimir un gas, que al ser liberada producen un accionamiento

mecánico, por lo general el fluido de trabajo es el aire, pero el principio se puede aplicar con cualquier gas, la diferencia es que al emplear aire comprimido los actuadores neumáticos resultan muy seguros ya que no son inflamables. En comparación a los actuadores eléctricos presentan unas ventajas como la de producir mayor fuerza en un tamaño reducido, pero a su vez la desventaja es la dificultad del control de la posición y en fuerza por la compresibilidad que tiene los gases, entre los actuadores neumáticos más comunes en el mercado se tiene: pistones neumáticos, válvulas neumáticas. (p. 43)

- **Actuadores Hidráulicos:** se diferencian de los actuadores neumáticos por el fluido de trabajo empleado, por lo general es un líquido compresible como el aceite, la relación peso/potencia y tamaño/potencial es mucho más beneficiosa. La desventaja frente a los actuadores neumáticos y eléctricos es el mantenimiento, entre los actuadores hidráulicos más comunes en el mercado se encuentran: el motor hidráulico, y el cilindro hidráulico. (p. 43)

Cinemática.

Como explica Calderón (2018), la cinemática es la rama de la física y mecánica que estudia y describe el movimiento de los cuerpos con respecto a un sistema de referencia en cuanto relaciones entre la posición y orientación de trayectoria y tiempo, sin tomar en cuenta las causas que generan este movimiento.

El elemento de diseño protésico propuesto tiene como objetivo generar funcionalidad de movimiento, para determinar tanto el rango de posiciones y amplitud en base a movimientos usualmente cotidianos del usuario se define al encaje con el muñón como nuestro sistema de

referencia y poder determinar las ecuaciones de posición en base a movimientos naturales del antebrazo y mano.

Cinemática directa.

En sistemas robotizados con varios grados de libertad, la cinemática directa es un modelo que ayuda a encontrar el valor de la posición y orientación final del robot en función de los parámetros geométricos de las articulaciones, es decir el valor traslacional y angular del rango de amplitud. Cuando el sistema está estructurado por varios cuerpos puede establecerse la localización de cada uno de los eslabones con respecto a un sistema de referencias fijo y encontrar así una matriz homogénea mediante el método de representación sistemática de Denavit-Hartenberg (Ramirez & Rubiano, 2012).

Parámetros de Denavit-Hartenberg.

Vaca (2017), menciona que los parámetros de Denavit Hartenberg ($\theta_i, d_i, a_i, \alpha_i$) están basados exclusivamente en las características geométricas de cada eslabón y las articulaciones que lo unen. En la ecuación (35) se muestra el resultado de Denavit Hartenberg como “una matriz ${}^{i-1}A$ de transformación homogénea 4×4 , que describe la relación entre el sistema de coordenadas de cada eslabón” (Vaca, 2017, p. 48).

$${}^{i-1}A = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \cos \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (34)$$

Donde:

θ_i = ángulo de articulación que forman los ejes X_{i-1} y X_i alrededor del eje Z_{i-1}

d_i = distancia del eje Z_{i-1} desde el origen del sistema de coordenadas $i - 1$ hasta la intersección del eje X_i con el eje Z_{i-1} a lo largo del Z_{i-1}

a_i = distancia desde el origen del sistema de coordenadas i hasta la intersección de los ejes X_i y Z_{i-1} a lo largo eje X_i

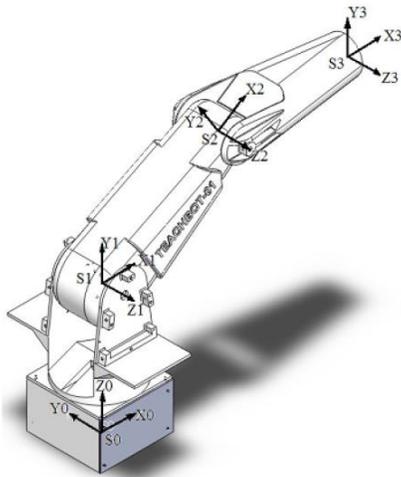
α_i = ángulo de separación entre los ejes Z_{i-1} y Z_i respecto al eje X_{i-1}

Matriz de transformación homogénea.

Cuando se estudia la cinemática en la robótica, dependiendo de las juntas del sistema, se tiene dos tipos de movimiento: traslacional y rotacional. La matriz de transformación es de 4x4 y transforma un vector expresado en coordenadas homogéneas a otro (Figura 28).

Figura 28

Posicionamiento de UCS (sistema de coordenadas) en juntas de brazo robótico de 3 GDL.



Nota. Adaptado de *Robot retratista basado en el manipulador UR3*, (p. 18), por Benavides y Gómez, 2018.

Según Benavides & Gómez (2018), nos indican que la matriz homogénea nos proporciona la información respecto a la posición del robot en todas sus perspectivas (Rotación, Traslación, Escala y perspectiva), en términos más simples nos indican que la matriz homogénea es el producto entre las matrices de rotación y traslación del eje X y del eje Z de nuestro manipulador. Esta puede apreciarse en la siguiente matriz:

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ F_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix} \quad (35)$$

Ingeniería Inversa aplicada al diseño de productos

Saiga et al., (2021) definen a la ingeniería inversa como un proceso que a través de análisis de funciones y operaciones identifica las propiedades físicas de un objeto, como se muestra en la Figura 29 en el diseño de productos el proceso de ingeniería inversa comienza con la fase de adquisición de datos de nube de puntos a través de un escáner 3D o fotogrametría de un objeto sólido (Digitalización), la siguiente fase es la del preprocesamiento, la segmentación, la característica clasificación y ajuste de malla/superficie (Tratamiento), luego pasa la fase de reconstrucción de un modelo virtual (Diseño/Rediseño/Pruebas) para finalmente terminar con la fase de manufactura aditiva acorde a los requerimientos de diseño centrados en el usuario.

Figura 29

Fases proceso de Ingeniería inversa



Escaneado 3D por nube de Puntos.

Según mencionan Tibambre et al., (2015) la tecnología de escaneado 3D y su aplicación en varios campos de la ciencia y tecnología a nivel mundial ha tenido un gran avance dentro de los últimos años.

Pérez et al., (2022) explican que el proceso de escaneo 3d comprenden las siguientes fases (Figura 30):

- a. **Calibración:** En esta fase se consideran parámetros como luminosidad del entorno, en la mayoría de softwares podemos limitar la cantidad de puntos, esto no necesariamente indica que el proceso de tenga menor calidad, si no mas bien se refiere a la cantidad de ciclos de reflexión del laser en la superficie que generan la nube de puntos, esto incide en el tamaño de archivo y su post procesamiento, cuando se tiene superficies lisas es ideal trabajar con la mitad, mientras que en superficies con muchos detalles dependiendo de la capacidad del instrumento es necesario mantener la mayor cantidad de nube de puntos para un mejor detalle.
- b. **Selección de tipo de escaneo:** En esta fase acorde al objeto de escaneo se puede optar por las siguientes opciones en el software de escaneo: Cuerpo, Objeto, Entorno, Medio Entorno
- c. **Escaneo:** En esta fase se establece en el software el área de escaneo, el equipo digitalizará únicamente lo que se encuentre en el rango de área establecido
- d. **Postproceso:** Esta fase final del escaneo compila todos los datos de las nubes de puntos para convertirlos en un solo cuerpo digital.

Figura 30*Fases de escaneo 3D*

Nota. Adaptado de *Proceso de escaneo 3D*, de Pérez et al., 2022, “Uso de escaneo 3D y manufactura aditiva para el prototipado de ortesis” (Pérez et al., 2022, p. 3).

Impresión 3D FDM.

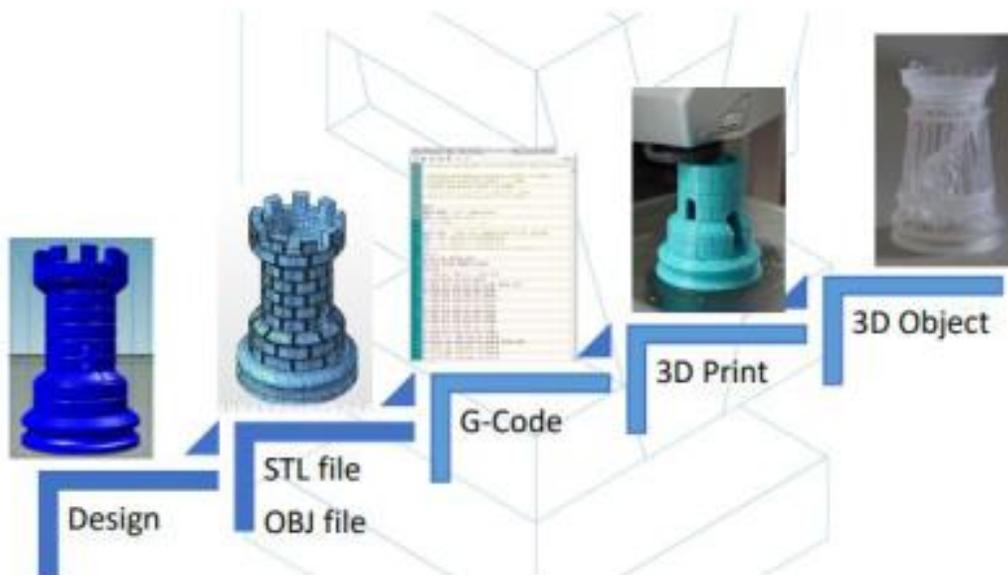
De manera general el proceso de manufactura aditiva mediante impresión 3D se ha concebido como un método simple y rápido para prototipado cuya tecnología ha evolucionado durante los últimos años. Como indica Mangia (2022), en la actualidad existen una variedad de formas para impresión 3d, de los modelos actuales con principio de multicapas se encuentran los modelos FDM y los modelo SLA, siendo la FDM (modelado por deposición fundida) la más empleada, las diferencias entre ambas tecnologías radican en el tipo, variedad de material y el proceso de solidificación entre capas, sin embargo, ambos procesos tienen un alto grado de eficiencia que permite materializar cualquier diseño o modelo.

Como se indica en la Figura 31 el proceso de impresión 3d consiste en la manufactura o prototipado aditivo de un modelo virtual, dependiendo del software CAD/CAM este modelo virtual se convierte en un archivo STL que al ser cargado en el software de impresión 3D lo

transforma en una serie de instrucciones conocidas como Código G que son ejecutadas por el control numérico computarizado (CNC) de la máquina (Peko et al., 2018).

Figura 31

Proceso de Impresión 3D



Nota. Adaptado de *Proceso de impresión 3D*, Mangia, 2022, “Exo-Esqueleto Potenciador De Fuerza Para La Mano Análisis De Patrones Funcionales E Impresión 3d (Fdm) De Un Prototipo Exo-Esqueleto De La Mano. Enfoque En La Rehabilitación De Agarre De La Mano” (Mangia, 2022, p. 25)

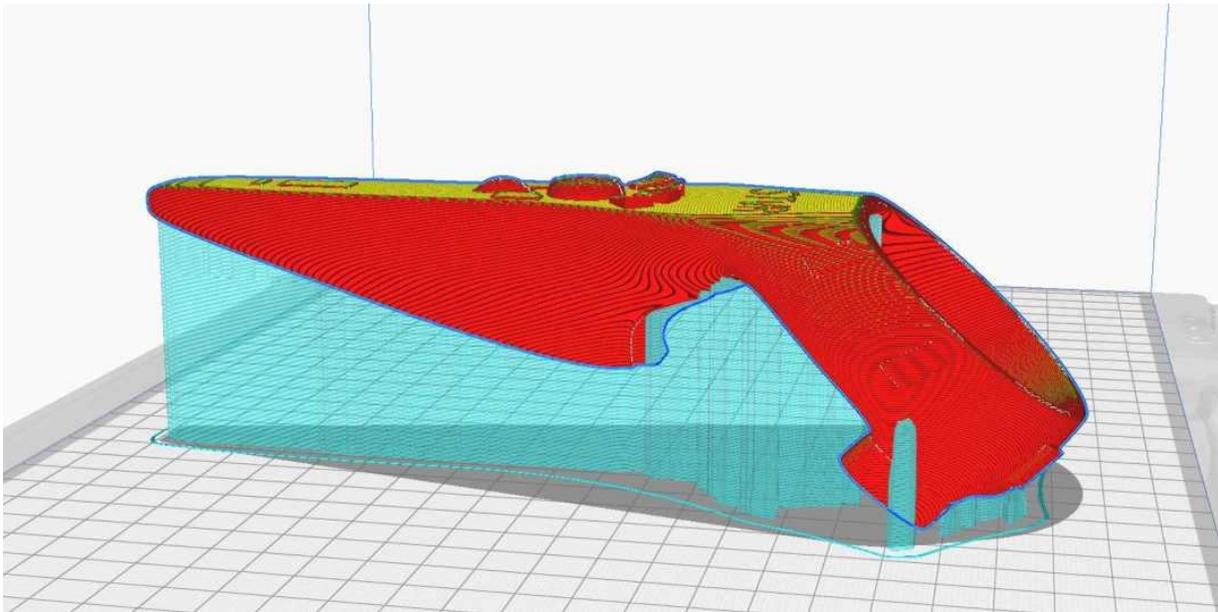
El proceso de impresión mediante tecnología FDM requiere la correcta parametrización según el tipo de material a utilizar, tamaño y calidad del prototipo a imprimir, estos parámetros principales son los siguientes:

Estructura de Soportes: Como se puede apreciar en la Figura 32 cuando se imprime objetos complejos que presentan agujeros internos o en voladizo es indispensable generar

estructuras soporte desde la plataforma caliente hasta el objeto de impresión 3D, de manera general se recomienda siempre “utilizar soportes cuando la inclinación del solido es mayor a 45°” (Mangia, 2022, p. 25)

Figura 32

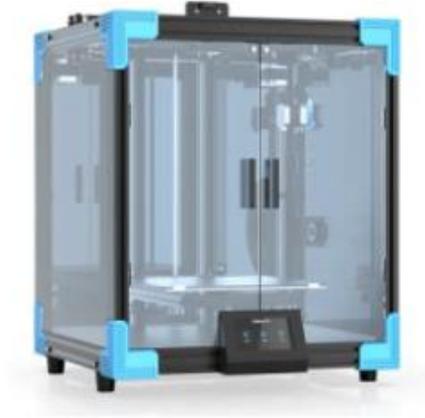
Soportes Impresion 3D



Nota. Tomado de *SOPORTES IMPRESIÓN 3D* [Fotografía], por Linda Sanchez, 2022, 3D MARKET (<https://www.3dmarket.mx/consejos-impresion/soportes-impresion-3d/>). CC BY 2.0

Porcentaje y Tipo de Relleno de impresión: Según indica Yazar et al., (2021), es posible reducir el tiempo de impresión cambiando parámetros como la cantidad y tipo de relleno reduciendo, costos, cantidad y tiempo de producción.

En la Figura 33 se muestra la impresora 3D empleada en el estudio de Yazar et al., (2021).

Figura 33*Impresora 3D Ender 6*

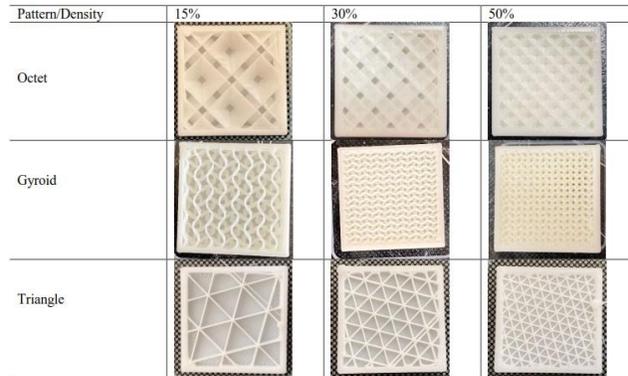
Nota. Impresora 3D Ender 6 CREALITY

Las características de la impresora 3D Ender 6 de CREALITY que será la empleada en el proceso de prototipado del elemento protésico propuesto se indican en la Tabla 6.

Tabla 6*Especificaciones Impresora 3D Ender 6 FDM CREALITY*

Parámetro	Descripción
Área de impresión	250x250x400 mm
Modo de impresión	Tarjeta SD
Resolución	± 0.1 mm
Sistemas Operativo	MAC, LINUX, WIN7/8/10
Formato archivos	STL, 3MF, AMF, OBJ, GCODE
Material de impresión	PLA/ABS/TPU/WOOD/CARBON FIBER, etc.

En la Figura 34 se muestran los tipos y porcentaje de relleno empleados en el estudio de Yazar (2021).

Figura 34*Patrones y Porcentajes de Relleno Impresion 3D FDM*

Nota. Tomado de *Design of experiment and Printing Parameters3D*, de Yazar et al., 2021, “Effect of Infill Density and Infill Pattern on Mechanical Properties in Fused Deposition Modeling (FDM)” (Yazar et al., 2021, p. 68)

En la Tabla 7 se muestran los resultados del estudio de Yazar et al., (2021) que determinan la selección del porcentaje y tipo de relleno para emplear en el proceso de manufactura del prototipo.

Tabla 7

Limite de Fluencia o Limite Elástico (MPa)

Densidad de Relleno	Octeto	Giroide	Triangular
15%	33,6	32,3	33
30%	27,2	33,4	35,3
50%	37	38	47

Nota. Tomado de *Results and Discussions*, de Yazar et al., 2021, “Effect of Infill Density and Infill Pattern on Mechanical Properties in Fused Deposition Modeling (FDM)”(Yazar et al., 2021, p. 71).

En base a los resultados del estudio Yazar et al., (2021) indica que la mejor configuración tanto en porcentaje y tipo de relleno, para obtener las mejores propiedades de tenacidad es de 50% de densidad de relleno con estructura triangular.

Otros parámetros importantes que se deben considerar son:

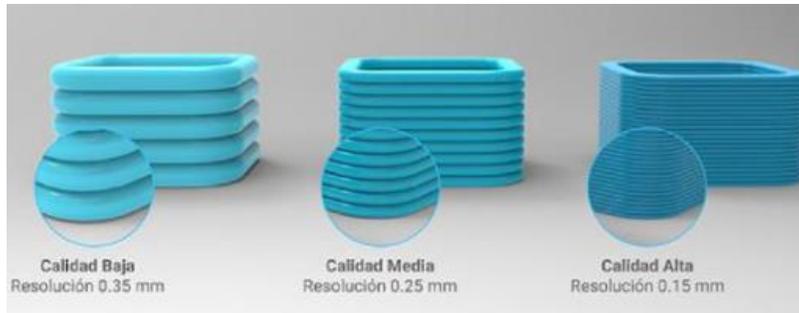
Velocidad de impresión: La velocidad de impresión es un parámetro esencial dentro del proceso de manufactura aditiva, puesto que incide directamente al tiempo empleado durante el proceso, es decir, a mayor velocidad de impresión menor tiempo del proceso, sin embargo, este parámetro debe ser analizado en función de las limitaciones estructurales del equipo, la velocidad de extrusión, y el parámetro de aceleración del sistema, puesto que una mayor velocidad representa mayor vibraciones por los cambios de movimiento al momento de imprimir, como indica Mangia (2022), para la mayoría de las impresoras de escritorio es preferible emplear un rango entre 30 mm/s a 60 mm/s.

Altura de capa: Este parámetro se relacionado con el diámetro de la boquilla de extrusión, corresponde al grosor de la capa depositada se menciona que “si la altura de capa es menor que el 50%-60% del diámetro de la boquilla, la calidad de la pieza podría verse afectada” (Pacheco, 2019, p. 11).

En la Figura 35 se puede apreciar como incide el acabado superficial o rugosidad en base a la altura de capas del material.

Figura 35

Alturas de capa, acabado superficial



Nota. Tomado de *Espesor de Capa*, de Romero, 2019, “ESTUDIO DEL EFECTO DE LOS PARÁMETROS DE IMPRESIÓN EN LAS PROPIEDADES GEOMÉTRICAS DE ENGRANAJES RECTOS FABRICADOS POR MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)” (J. Romero, 2019, p. 24).

Temperatura de impresión: Este parámetro depende del tipo de material empleado, en caso de emplear plástico PLA, “se debe emplear una temperatura de impresión del extrusor entre 190°C-215°C y para la cama de impresión entre 20°C – 70°C” (Mangia, 2022, p. 33)

Simulación CAE.

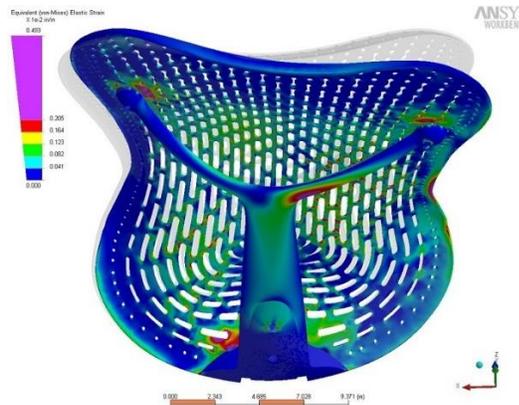
Como explica Godiel (2021), el modelo de simulación CAE (Computer Aided Engineering, en sus siglas en español, Ingeniería Asistida por Computadora) es una herramienta que permite reducir costos y tiempo de producción ya que permite detectar y solucionar problemas en cualquiera de las fases de desarrollo del proyecto.

La ventaja del análisis estructural mediante el uso de un software CAE es que los se muestran gráficamente mapeados en el objeto de estudio tal como se indica en la Figura 36, la

principal característica de un software CAE, es que permita realizar diferentes análisis como: análisis CFD, análisis estáticos, análisis dinámicos, análisis de transferencia de calor, entre otros.

Figura 36

Resultado de análisis CAE ANSYS



Nota. Tomado de *Ingeniería Asistida por Computadora: ¿qué es y cómo funciona?* [Fotografía], por ESSS, 2014, Blog ESSS (<https://www.esss.co/es/blog/ingenieria-asistida-por-computadora-que-es-y-como-funciona/>). CC BY 2.0

El proceso de análisis CAE comprende 3 fases principales:

Primera etapa CAE: corresponde a la definición y selección por parte del diseñador de características como: características mecánicas de los materiales, condiciones de contorno (restricciones de movimientos e interacción entre elementos internos o externos), magnitud y dirección de fuerzas aplicadas, temperaturas, tamaño y tipo de malla, entre otras (Godiel, 2021).

Segunda etapa CAE: esta etapa corresponde a la de procesamiento que realiza el propio software, el ordenador efectúa los cálculos o aproximaciones de elementos finitos que correspondan y genera los archivos con los respectivos resultados (Godiel, 2021).

Tercera etapa CAE: en esta última etapa, los datos son representados mediante las herramientas visualización y diagnóstico gráfico, de manera que los profesionales asignados al proyecto pueden analizar y validar el comportamiento del modelo y emitir si criterio correspondiente a la aprobación o modificación del proyecto (Godiel, 2021).

Propiedades del material ácido poliláctico (PLA)

Acorde a la explicación de Pacheco (2019), el PLA es un biopolímero termoplástico que se obtiene principalmente de la polimerización por condensación directamente de su ácido láctico, éste se deriva de la fermentación por microorganismos de la glucosa de las fuentes ricas en carbohidratos como el maíz, caña de azúcar, trigo, papa.

Pacheco (2019) destaca la biocompatibilidad del PLA para ser empleado en la fabricación de implantes o prótesis, además de las buenas propiedades mecánicas que posee como se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8

Propiedades Mecánicas PLA

Propiedad	Unidad	Valor
Densidad (ρ)	g/cm ³	1.27
Resistencia a la tracción (σ)	MPa	60
Módulo de Young (E)	GPa	3.15
Elongación (ϵ)	%	2.5–6
Temperatura de fusión (T_m)	°C	170–200

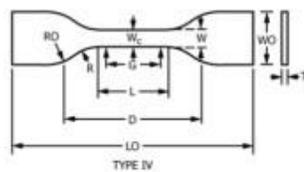
Nota. Adaptada de “Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review” (p. 6), por Farah et al., 2016, *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 10.1016/j.addr.2016.06.012.

Normativa para ensayos de tracción de plásticos rígidos y semirrígidos.

Los Ensayos de tracción se realizarán según Norma ASTM D638-14. En la Figura 37 se muestran las Consideraciones Generales Ensayo según Norma ASTM D638-14, señala que para el caso de métodos de ensayo en plásticos rígidos y semirrígidos debe tomar las dimensiones para probetas de ensayo de TIPO 4 en cada uno de los especímenes.

Figura 37

ASMT D638-14 Specimen Dimensions for Thickness, T, mm (in.)



Dimensions (see drawings)	Specimen Dimensions for Thickness, T, mm (in.) ^a					Tolerances
	7 (0.28) or under	Over 7 to 14 (0.28 to 0.55), incl	4 (0.16) or under	Type IV ^b	Type V ^{c,d}	
W—Width of narrow section ^{e,f}	13 (0.50)	6 (0.25)	19 (0.75)	6 (0.25)	3.18 (0.125)	±0.5 (±0.02) ^{g,h}
L—Length of narrow section	57 (2.25)	57 (2.25)	57 (2.25)	33 (1.30)	9.53 (0.375)	±0.5 (±0.02) ^g
WO—Width overall, min ^g	19 (0.75)	19 (0.75)	29 (1.13)	19 (0.75)	...	+ 6.4 (+ 0.25)
WD—Width overall, min ^h	9.53 (0.375)	+ 3.18 (+ 0.125)
LO—Length overall, min ^h	165 (6.5)	183 (7.2)	246 (9.7)	115 (4.5)	63.5 (2.5)	no max (no max)
G—Gage length ⁱ	50 (2.00)	50 (2.00)	50 (2.00)	...	7.62 (0.300)	±0.25 (±0.010) ^g
G—Gage length ^j	25 (1.00)	...	±0.13 (±0.005)
D—Distance between grips	115 (4.5)	135 (5.3)	115 (4.5)	65 (2.5) ⁱ	25.4 (1.0)	±5 (±0.2)
R—Radius of fillet	76 (3.00)	76 (3.00)	76 (3.00)	14 (0.56)	12.7 (0.5)	±1 (±0.04) ^g
RO—Outer radius (Type IV)	25 (1.00)	...	±1 (±0.04)

Nota. Adaptado de *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*, de ASTM., 2016, “6. Test Specimens”(ASTM D638-14, 2016, p. 4).

Por otro lado, la Tabla 9 detalla el total de impresiones por cada porcentaje de relleno para ABS y PLA.

Tabla 9

Numero de probetas ensayo PLA y ABS.

% de Relleno	# de Probetas PLA	# de Probetas ABS
30%	3	3
50%	3	3
70%	3	3
TOTAL	9	9

Metodología.

En el presente estudio se aplican 3 tipos de metodología, la exploratoria, descriptiva y experimental, ya que se contempla el uso de varios softwares de diseño y análisis computacionales CAD, CAE, FEM, los mismos que ayudaran en la fabricación del elemento protésico de mano y antebrazo que cumpla con los parámetros de adaptabilidad, confiabilidad y calidad, este estudio contempla dos fases principales, la de investigación y la de diseño.

Se emplea el método analítico para el desarrollo para las fases de investigación y diseño, dado que el desarrollo documental se ha descompuesto por temas individuales donde se analizan los estudios previos realizados por diversos autores con respecto a cada tema propuesto. Por otro lado, la fase de diseño parte de la problemática de una persona con discapacidad para desarrollar sus actividades cotidianas y sus necesidades, estas se descomponen individualmente para ser analizadas y proponer un modelo conceptual que pueda ser fabricado dentro de los medios de producción disponibles a nivel local.

Dado que las fases de investigación y diseño tienen una relación de dependencia en el presente estudio de investigación se debe establecer bloques de actividades que retroalimentarán y afectaran directamente a la propuesta del modelo del prototipo protésico, estas actividades son:

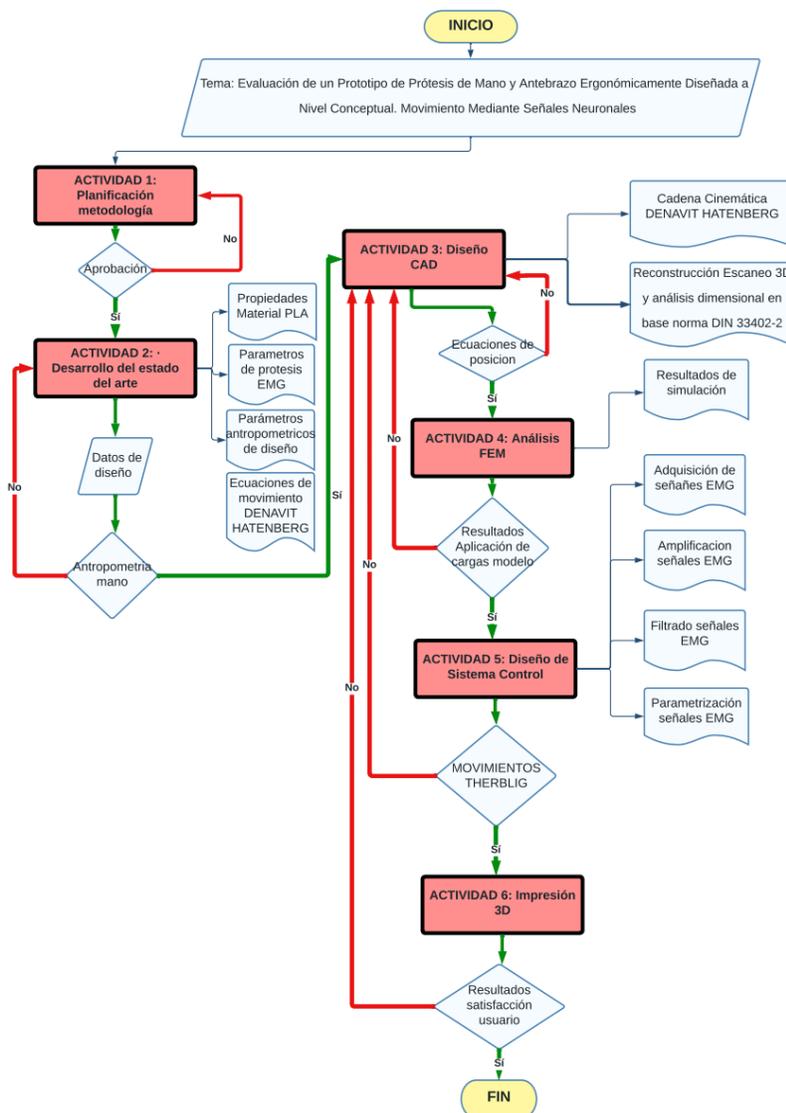
- Actividad 1: Planificación de la metodología.
- Actividad 2: Desarrollo del estado del arte.
- Actividad 3: Diseño CAD.
- Actividad 4: Análisis FEM.
- Actividad 5: Diseño de Sistema Control.

- Actividad 6: Impresión 3D prototipo.

En este contexto en la Figura 38 se muestra el diagrama de flujo que se emplea para el desarrollo del presente estudio.

Figura 38

Diagrama de flujo metodología para la Evaluación de un Prototipo de Prótesis de Mano y Antebrazo Ergonómicamente Diseñada a Nivel Conceptual. Movimiento Mediante Señales Neuronales.



Elección de materiales.

Métodos AHP para selección de materiales prótesis.

Peko, Gioldum y Bilić (2018), indican mediante el estudio “Application of AHP, fuzzy AHP and PROMETHEE method in solving additive manufacturing process selection problem”, la metodología de los métodos selección multicriterio AHP para elegir el mejor material para el proceso de fabricación aditiva por Impresión 3D del elemento protético.

En la Tabla 10 se muestra las propiedades de diferentes materiales considerados como opciones para la fabricación del diseño propuesto.

Tabla 10

Criterios para Matriz de Decisión

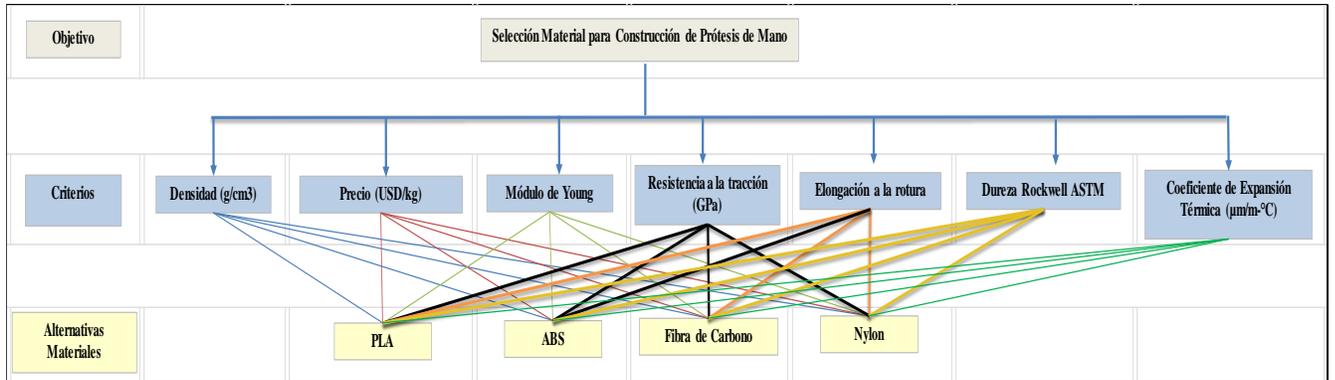
Materiales	Densidad (g/cm³)	Precio (USD/kg)	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la tracción (GPa)	Elongación a la rotura (%)	Dureza Rockwell ASTM D785	Coefficiente de Expansión Térmica ($\mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{C}$)
PLA	1,27	20,00	3,15	0,06	5,2	90	68
ABS	1,04	25,75	2,3	0,04	15	88	81
Fibra de Carbon	1,30	79,00	0,5	0,54	103	75	70
NYLON	1,14	69,99	1,38	0,041	50	119	51

Nota. Adaptado de *Application of AHP, fuzzy AHP and PROMETHEE method in solving additive manufacturing process selection problem*, (p. 454), por I. Peko, 2018.

En la Figura 39 se muestra el gráfico de jerarquía que se emplea en el método AHP donde se realiza una descripción del problema inicial (objetivo), los criterios de selección y alternativas de materiales disponibles.

Figura 39

Problema Inicial de Selección de Materiales para Método AHP



En la Tabla 11 se muestra la matriz A [7x7] de comparación por pares.

Tabla 11

Matriz A de comparación de criterios

Criterios	Densidad (g/cm3)	Precio (USD/kg)	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la tracción (GPa)	Elongación	Dureza Rockwell ASTM D785	Coefficiente de Expansión Térmica (µm/m-°C)
Densidad (g/cm3)	1	1,00	3,00	3,00	3,00	5,00	5,00
Precio (USD/kg)	1,00	1	3,00	3,00	3,00	5,00	5,00
Módulo de Young (GPa)	0,33	0,33	1	1,00	1,00	3,00	3,00
Resistencia a la tracción (GPa)	0,33	0,33	1,00	1	1,00	3,00	3,00
Elongación	0,33	0,33	1,00	1,00	1	3,00	3,00
Dureza Rockwell ASTM D785	0,20	0,20	0,33	0,33	0,33	1	1,00
Coefficiente de Expansión Térmica (µm/m-°C)	0,20	0,20	0,33	0,33	0,33	1,00	1
TOTAL	3,40	3,40	9,67	9,67	9,67	21,00	21,00

Los resultados de los pesos por cada criterio calculado se muestran en la Tabla 12.

Tabla 12

Pesos de Criterios Calculados.

Crterios	Densidad (g/cm ³)	Precio (USD/kg)	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la tracción (GPa)	Elongación	Dureza Rockwell ASTM D785	Coefficiente de Expansión Térmica (µm/m-°C)	Ponderación Peso (W)
Densidad (g/cm ³)	0,29	0,29	0,31	0,31	0,31	0,24	0,24	0,29
Precio (USD/kg)	0,29	0,29	0,31	0,31	0,31	0,24	0,24	0,29
Módulo de Young (GPa)	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,14	0,14	0,11
Resistencia a la tracción (GPa)	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,14	0,14	0,11
Elongación	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,14	0,14	0,11
Dureza Rockwell ASTM D785	0,06	0,06	0,03	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Coefficiente de Conductividad Térmica (W/mK)	0,06	0,06	0,03	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05

La ponderación de pesos determinados se puede expresar como la Matriz de prioridades B (7x1) de prioridades como se indica en la Tabla 13.

Tabla 13

Matriz B de prioridades

Crterios	Ponderación Peso (W)
Densidad (g/cm ³)	0,29
Precio (USD/kg)	0,29
Módulo de Young (GPa)	0,11
Resistencia a la tracción (GPa)	0,11
Elongación	0,11
Dureza Rockwell ASTM D785	0,05
Coefficiente de Conductividad Térmica (W/mK)	0,05

Para determinar la razón de consistencia (CR) se emplea la ecuación (36).

$$CR = \frac{CI}{RI} \quad (36)$$

Donde el índice de consistencia se determina mediante la ecuación (46):

$$CI = \frac{n_{max} - n}{n - 1} \quad (37)$$

Para determinar la consistencia aleatoria (RI) Se emplea la ecuación (38).

$$RI = \frac{1,98(n - 2)}{n} \quad (38)$$

Donde n_{max} se determina del vector de multiplicación entre la Matriz A y la Matriz B, el resultado se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14

Valores Vector (AXB) nmax.

CRITERIOS	AxP
1	2,04
2	2,04
3	0,80
4	0,80
5	0,80
6	0,32
7	0,32
n_{max}	7,12

Los resultados obtenidos de la razón de consistencia se muestran en la Tabla 15.

Tabla 15

Razón de consistencia

Parámetro	Total
-----------	-------

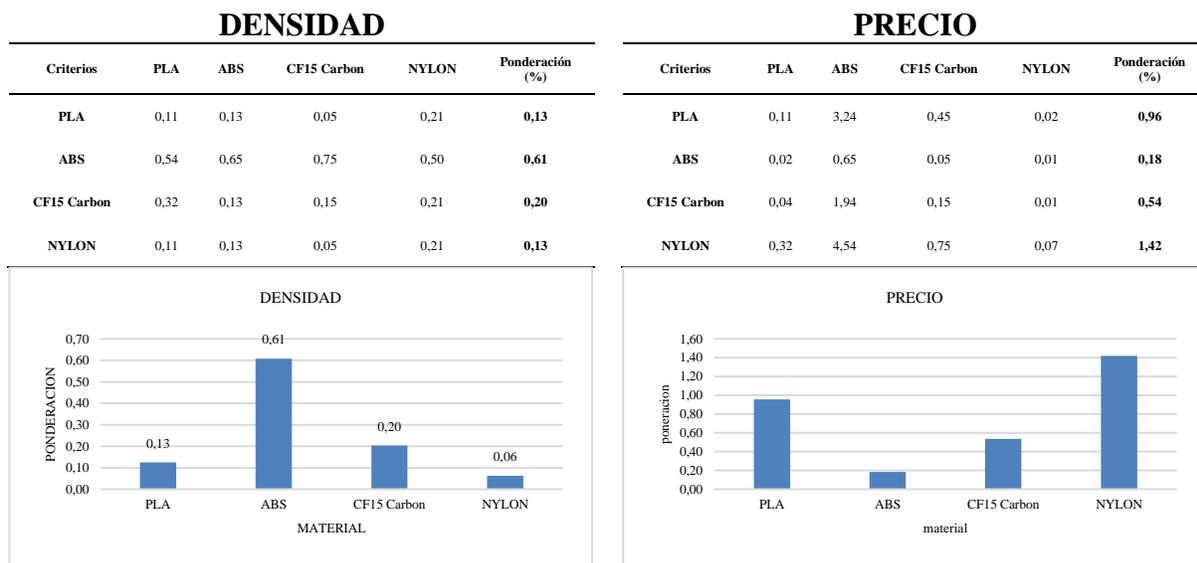
CI= (nmax-n)/(n-1)	0,020
RI= 1,98* (n-2)/n	1,414
CR=CI/RI	0,014

Como se puede apreciar el valor obtenido de $CR > 0.1$, lo que indica que se ha ponderado razonablemente los criterios. Por lo que el siguiente paso es elaborar las matrices normalizadas de comparación con cada criterio seleccionado.

En la Figura 40 se muestran las matrices normalizadas de comparación con respecto a la densidad y el precio.

Figura 40

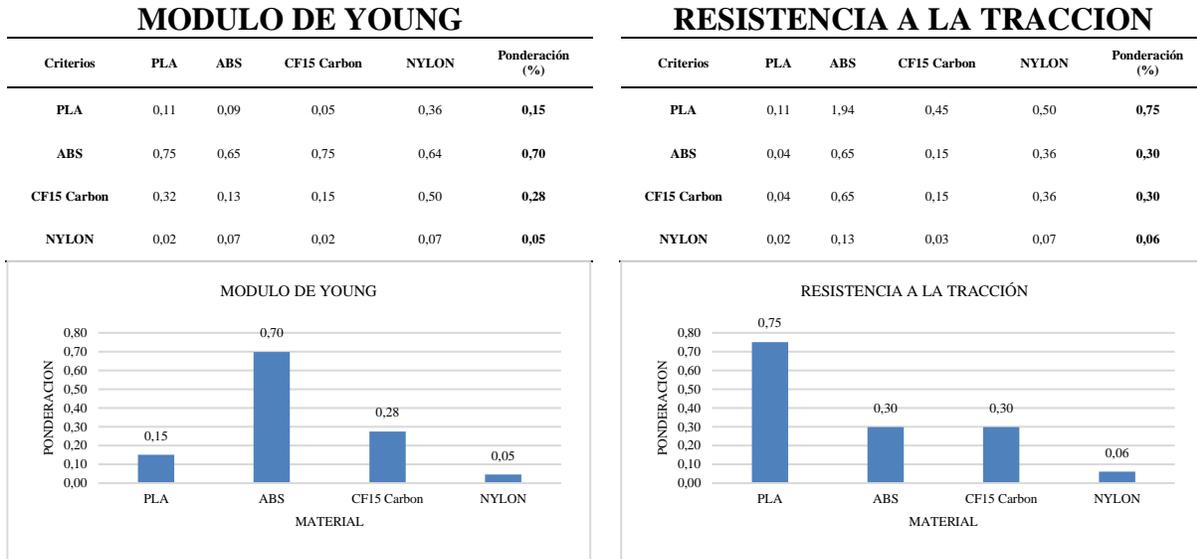
Matriz de Comparación Criterios Densidad y Precio.



En la Figura 41 se muestran las matrices normalizadas de comparación con respecto a la densidad y el precio.

Figura 41

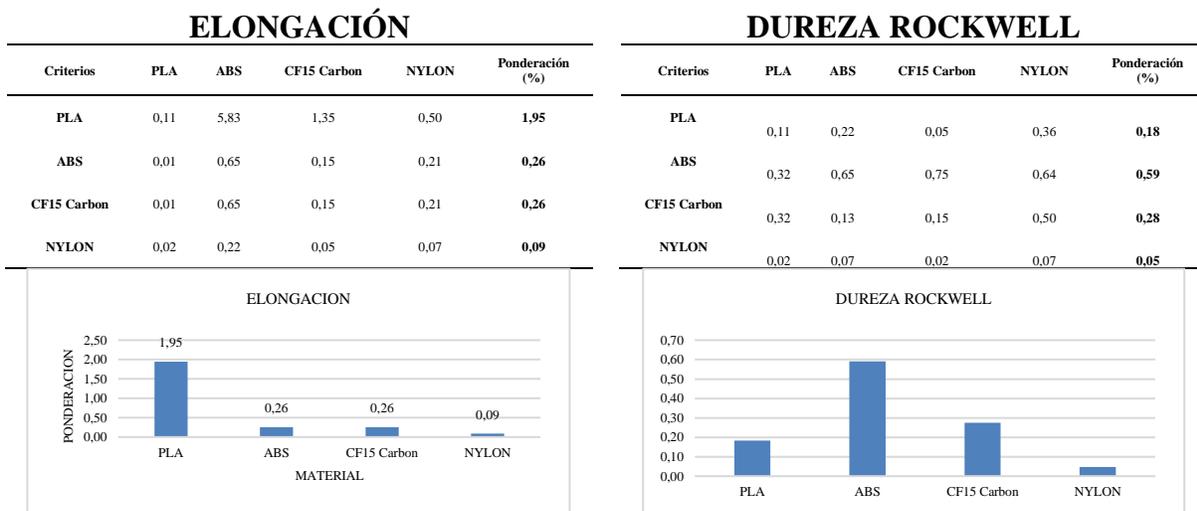
Matriz de Comparación de criterios Módulo de Young y Resistencia a la Tracción.



En la Figura 42 se muestran las matrices normalizadas de comparación con respecto a la elongación y la dureza Rockwell.

Figura 42

Matriz de Comparación de Criterios Elongación y Dureza Rockwell.



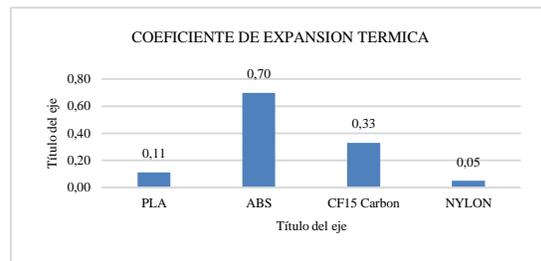
En la Figura 43 se muestran las matrices normalizadas de comparación con respecto al coeficiente de expansión térmica

Figura 43

Matriz de Comparación de Coeficiente de Expansión Térmica.

COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA

Criterios	PLA	ABS	CF15 Carbon	NYLON	Ponderación (%)
PLA	0,11	0,09	0,05	0,36	0,15
ABS	0,75	0,65	0,75	0,64	0,70
CF15 Carbon	0,32	0,13	0,15	0,50	0,28
NYLON	0,02	0,07	0,02	0,07	0,05



Finalmente, en la Tabla 16 se muestra la matriz de resultados por el método AHP que indica que el material óptimo para la fabricación del prototipo en base al diseño propuesto es el PLA.

Tabla 16

Matriz de Resultados AHP.

Criterios	Densidad (g/cm ³)	Precio (USD/kg)	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la tracción (GPa)	Elongación	Dureza Rockwell ASTM D785	Coefficiente de Expansión Térmica (µm/m-°C)	TOTAL
PLA	0,13	0,96	0,15	0,75	1,95	0,18	0,11	0,64
ABS	0,61	0,18	0,70	0,30	0,26	0,59	0,70	0,43
CF15 Carbon	0,20	0,54	0,28	0,30	0,26	0,28	0,33	0,33
NYLON	0,06	1,42	0,05	0,06	0,09	0,05	0,05	0,45
PONDERACION CRITERIOS	0,29	0,29	0,11	0,11	0,11	0,05	0,05	

Antropometría mano y antebrazo.

Hernández (2021), indica que como punto de partida para acotar el espacio de diseño, se puede establecer un esquema de las geometrías de los eslabones que conforman el elemento protésico en base a mediciones directas tal como se muestra en la Figura 44.

Figura 44

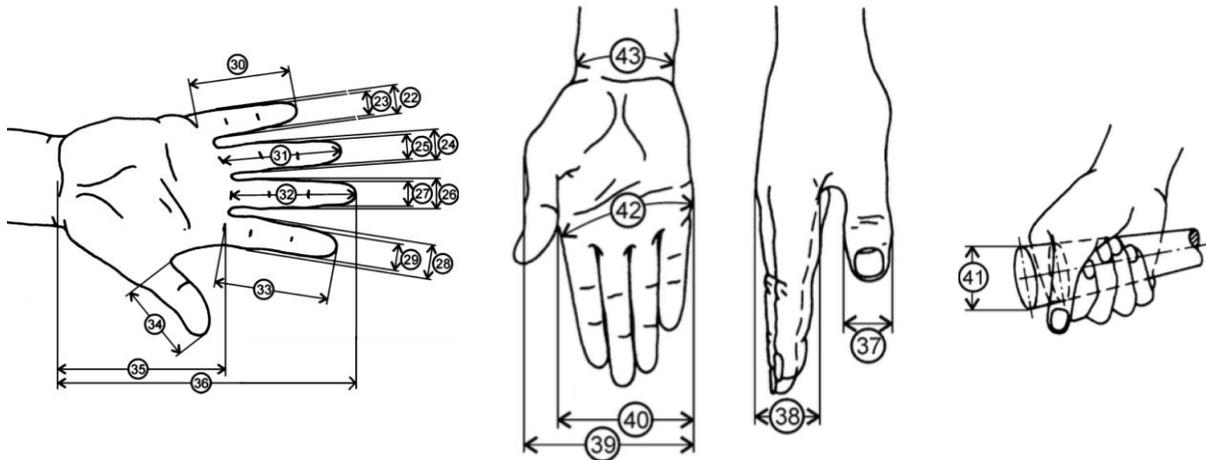
Toma de medidas físicas para fabricación de prótesis de mano y antebrazo



Sópalo (2019), menciona que para aportar orden y control en la obtención de longitudes de todos los eslabones que deben ser considerados para en la etapa de diseño de la prótesis de mano y antebrazo, Vaca (2017), también indica que se debe realizar un mapeo de medidas acorde a la norma DIN 33402-2, que especifica la manera de toma de medidas estándar del cuerpo humano tal como se muestra en la Figura 45.

Figura 45

Dimensiones antropométricas mano según norma DIN 33402-2



Nota. Adaptado de Diseño Y Construcción De Una Prótesis Biónica De Mano De 7 Grados De Libertad Utilizando Materiales Inteligentes Y Control Mioeléctrico Adaptada Para Varios Patrones De Sujeción, (p. 25) , por Monar y Murillo, 2015.

Las dimensiones antropométricas obtenidas en base a la norma DIN 33402-2, que serán empleadas para el diseño de la prótesis de mano y antebrazo se muestran en la Tabla 17, la nomenclatura asignada será empleada en el proceso de determinar las longitudes de los falanges distal, medio y proximal.

Tabla 17

Medidas Antropométricas para diseño de prótesis de mano y antebrazo

Nro.	Descripción	Nomenclatura	Promedio
22	Ancho Junta Proximal-Media Meñique	Ae,jpm	15,32
23	Ancho Junta Media-Distal Meñique	Ae,jmd	14,03
24	Ancho Junta Proximal-Media Anular	Aa,jpm	19,46
25	Ancho Junta Media-Distal Anular	Aa,jmd	16,64

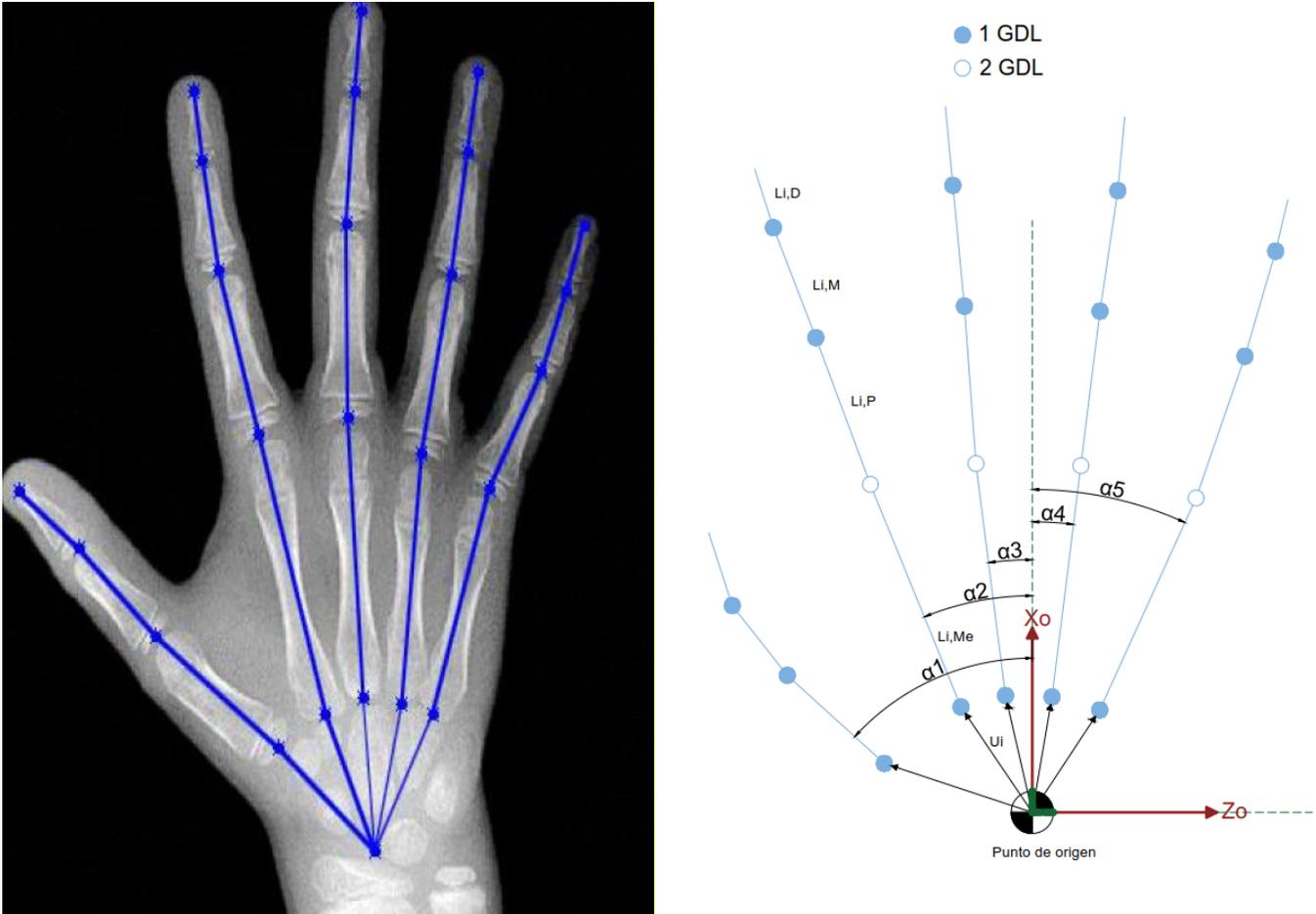
26	Ancho Junta Proximal-Media Medio	Am,jpm	20,67
27	Ancho Junta Media-Distal Medio	Am,jmd	16,83
28	Ancho Junta Proximal-Media Índice	Ai,jpm	18,80
29	Ancho Junta Media-Distal Índice	Ai,jmd	16,34
30	Longitud total Meñique	Le	59,51
31	Longitud total Anular	La	75,58
32	Longitud total Medio	Lm	77,80
33	Longitud total Índice	Li	74,55
34	Longitud total Pulgar	Lt	68,02
35	Longitud total Palma mano	L,palma	105,67
36	Longitud máxima mano	L,mano	184,80
37	Ancho Junta Proximal-Distal Pulgar	At,jpd	20,15
38	Ancho junta Metacarpiano-Proximal Medio	Am,jpd	35,13
39	Ancho máximo palma	A,pmax	98,81
40	Ancho mínimo palma	A,pmin	82,25
43	Ancho base muñeca	A,q	60,81

Nota. Las medidas de 41 y 42 de la norma DIN 33402-2 no son tomadas en cuenta para el presente estudio.

Concluido el proceso de obtención de parámetros para las bases de diseño de los eslabones óseos (falanges), Rodríguez (2016), indica que mediante el uso de en un software CAD y un carpograma (radiografía mano), es posible completar el diseño de la prótesis de mano con mediciones que permitan conocer los ángulos de orientación de los falanges como se muestra en el ejemplo de la Figura 46, así como también comprobar el resto de medidas de cada uno de ellos.

Figura 46

Medición de ángulos entre eslabones oseos del metacarpo de la mano humana



Nota. Tomado de Modelamiento y simulación del movimiento de la mano humana, empleando herramientas Cae empleando herramientas CAE, (p. 26) , por C. Rodríguez, 2016.

En la Tabla 18 se muestra la respectiva nomenclatura para cada eslabón falángico del carpograma de referencia, la importancia de establecer las longitudes de cada eslabón es debido a que son un dato de entrada para determinar cada cadena cinemática de la mano.

Tabla 18*Nomenclatura Eslabones Mano*

Dedo	Falange Ósea	Nomenclatura	Varus interfalángico (ángulo articular que se forma entre dos falanges de cualquier dedo)
Pulgar	Primer metacarpiano	Lt,Me	$\alpha 1$
	Proximal	Lt,P	
	Distal	Lt,D	
Índice	Segundo metacarpiano	Li,Me	$\alpha 2$
	Proximal	Li,P	
	Medio	Li,M	
	Distal	Li,D	
Medio	Tercer metacarpiano	Lm,Me	$\alpha 3$
	Proximal	Lm,P	
	Medio	Lm,M	
	Distal	Lm,D	
Anular	Cuarto metacarpiano	La,Me	$\alpha 4$
	Proximal	La,P	
	Medio	La,M	
	Distal	La,D	
Meñique	Quinto metacarpiano	Le,Me	$\alpha 5$
	Proximal	Le,P	
	Medio	Le,M	
	Distal	Le,D	

Los resultados de las mediciones realizadas sobre el carpograma de referencia se presentan en la Tabla 19. Se emplea para esto la nomenclatura citada en la Tabla 10.

Tabla 19*Dimensiones Anatómicas Mano Carpograma Usuario.*

Pulgar		Índice		Medio		Anular		Meñique	
Lt,Me	34,46	Li,Me	52,04	Lm,Me	48,41	La,Me	43,66	Le,Me	40,08
Lt,P	28,80	Li,P	37,82	Lm,P	42,75	La,P	39,70	Le,P	31,85
Lt,D	18,80	Li,M	21,95	Lm,M	25,40	La,M	25,25	Le,M	18,26
		Li,D	19,23	Lm,D	20,27	La,D	19,76	Le,D	17,73

Los resultados de la orientación de los metacarpianos o varus interfalángico se muestran en la Tabla 20.

Tabla 20

Orientación falanges metacarpianos carpograma usuario.

Varus interfalángico	Grados	Rad
$\alpha 1$	42,4	-0,74
$\alpha 2$	23,8	-0,42
$\alpha 3$	9,8	-0,17
$\alpha 4$	2,3	-0,04
$\alpha 5$	27,4	0,48

Como indica Rodríguez (2016), se determinan las coordenadas (x, y, z) de cada uno de los vectores de orientación (U_n) , de los huesos carpos y que son el punto de partida para cada cadena cinemática donde el subíndice toma los valores de t, i, m, a, e según la nomenclatura usada en la representación esquemática de cada falange, los resultados se muestran en la Tabla 21.

Tabla 21

Coordenadas de los vectores de orientación.

Pulgar (mm)		Índice (mm)		Medio (mm)		Anular (mm)		Meñique (mm)	
utx	41,78	uix	100,75	umx	105,52	uax	62	uex	37,69
uty	0	uiy	0	umy	0	uay	0	uey	0
utz	-38,17	uiz	-44,34	umz	-38,17	uaz	-2,46	uez	19,57

Análisis mecánico de prótesis.***Representación esquema cinemático mano humana.***

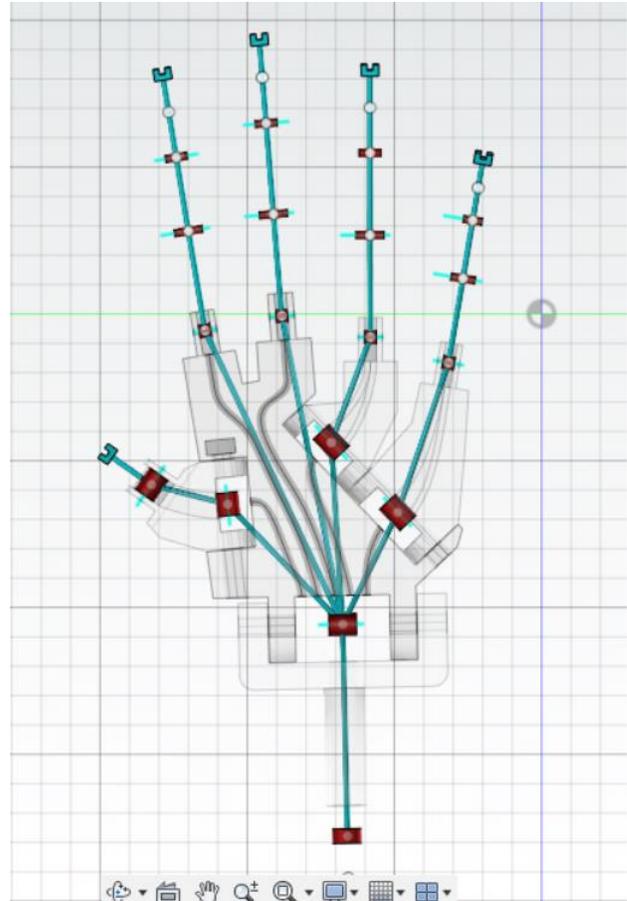
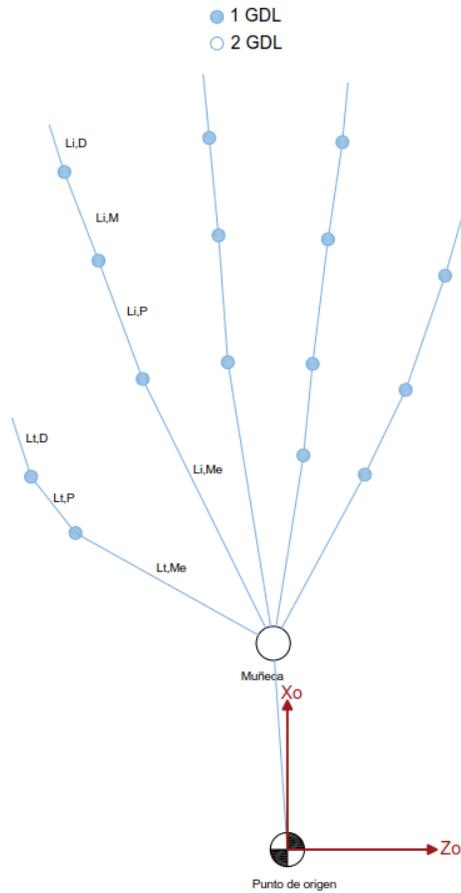
Acorde a lo indicado Brito, Cuzco y Quinde (2013), el mecanismo base para el diseño propuesto para la prótesis de la mano tomando en cuenta los grados de libertad de cada articulación se muestra en la Figura 47 y las dimensiones obtenidas del usuario que resultan en un total de 18 GDL.

Rodríguez (2016), considera que para lograr una representación esquemática que facilite el proceso de análisis de movimiento de la estructura, se debe considerar lo siguiente:

- El esquema debe representar los eslabones de manera similar a un diagrama unifilar no volumétrico.
- Para el sistema de referencia debe situarse un origen fijo (de preferencia en la base de la muñeca).
- Cada dedo debe considerarse como una cadena cinemática abierta y efector final.
- Debe entenderse cada cadena cinemática como el resultado de conectar entre sí varios eslabones, de tal manera que sea posible el movimiento relativo entre ellos, proporcionándose un movimiento de salida controlado en respuesta a un movimiento de entrada. (p. 21)
- Los huesos del carpo se modelan como vectores de aproximación que ligan la cadena cinemática de cada dedo, con una base común. (p. 21)

Figura 47

Esquema de modelo del diseño prostético propuesto



Nota. a) diagrama unifilar b) cadena cinemática modelo prostético propuesto en base a medidas antropométricas usuario.

En la Tabla 22 se muestran las juntas del modelo planteado en la Figura 47 con la nomenclatura dependiendo de los eslabones, para la obtención del modelo cinemático del prototipo.

Tabla 22

Nomenclatura de eslabones y articulaciones de la cadena cinemática mano protésica.

Conjunto de falanges	Nomenclatura	Definición del eslabón	GDL	Tipo de junta
Pulgar (dedo bifalángico)	Lt,Me	Primer metacarpiano	θ_t, T_{mer}	Rotación
	Lt,P	Proximal	θ_t, T_{mef}	Flexión
	Lt,D	Distal	θ_t, T_{pf}	Flexión
Índice (dedo trifalángico)	Li,Me	Segundo metacarpiano	θ_i, I_{mer}	Rotación
	Li,P	Proximal	θ_i, I_{mef}	Flexión
	Li,M	Medio	θ_i, I_{pf}	Flexión
	Li,D	Distal	θ_i, I_{df}	Flexión

Nota. Los subíndices empleados para representar cada dedo son: ‘t’= Pulgar, ‘i’= Índice, ‘m’= Medio, ‘a’= Anular, ‘e’= Meñique.

En el modelo planteado se puede notar que tanto el primer metacarpiano como el segundo metacarpiano y comparten la misma conexión de eslabón se podría decir que:

$$\theta_t, T_{mef} = \theta_i, I_{mef} = \theta_m, M_{mef} = \theta_a, A_{mef} = \theta_e, E_{mef} \quad (39)$$

De la misma manera se puede establecer que:

$$\theta_t, T_{mer} = \theta_i, I_{mer} = \theta_m, M_{mer} = \theta_a, A_{mer} = \theta_e, E_{mer} \quad (40)$$

Cinemática directa del prototipo protésico.

Vaca (2017), establece algunas consideraciones al momento de determinar la cinemática directa del elemento protésico mediante la representación de Denavit Hartenberg es necesario seguir los siguientes pasos:

1. Numerar los eslabones empezando con el primer eslabón móvil de la cadena y terminando con n que es el último eslabón móvil, se numera como eslabón 0 a la base fija del robot. (p. 48)
2. Numerar cada una de las articulaciones comenzando por la correspondiente al primer grado de libertad. (p. 48)
3. Localizar el eje de cada articulación, eje de rotación o eje de desplazamiento. (p. 48)
4. Para $i = 0, 1, \dots, n - 1$ situar el eje Z_i sobre el eje de la articulación $i + 1$. (p. 48)
5. Situar el origen del sistema de la base $\{S_0\}$ en cualquier punto del eje Z_0 . Los ejes X_0 e Y_0 se situarán de modo que formen un sistema dextrógiro con Z_0 . (p. 48)
6. Para i de 1 a $n - 1$, situar el sistema $\{S_i\}$ (solidario al eslabón i) en la intersección del eje Z_i con la línea normal común Z_{i-1} y Z_i . Si ambos ejes se cortasen se situaría $\{S_i\}$, en el punto de corte. Si fuese paralelos $\{S_i\}$ se situaría en la articulación $i + 1$. (p. 48)
7. Situar X_i en la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i . (p. 49)
8. Situar Y_i de modo que forme un sistema dextrógiro con X_i y Z_i . (p. 49)
9. Situar el sistema de $\{S_n\}$ en el extremo del robot de modo que Z_n coincida con la dirección de Z_{n-1} y Z_n . (p. 49)
10. Obtener θ_i como el ángulo que hay que girar en torno a Z_{i+1} para que X_{i+1} y X_i queden paralelos. (p. 49)
11. Obtener d_i como la distancia, medida a lo largo de Z_{i+1} , que habría que desplazar $\{S_{i+1}\}$ para que X_i y X_{i+1} quedándose alineados. (p. 49)

12. Obtener a_i como la distancia medida a lo largo de X_i que coincidiría con X_{i+1} que habría que desplazar el nuevo $\{S_{i+1}\}$ para que su origen coincida con $\{S_i\}$. (p. 49)

13. Obtener α_i como el ángulo que habría que girar en torno a X_i que ahora coincidiría con X_{i+1} para que el nuevo $\{S_{i+1}\}$ coincidiese totalmente con $\{S_i\}$. (p. 49)

14. Obtener las matrices de transformación $i-1A_1$. (p. 49)

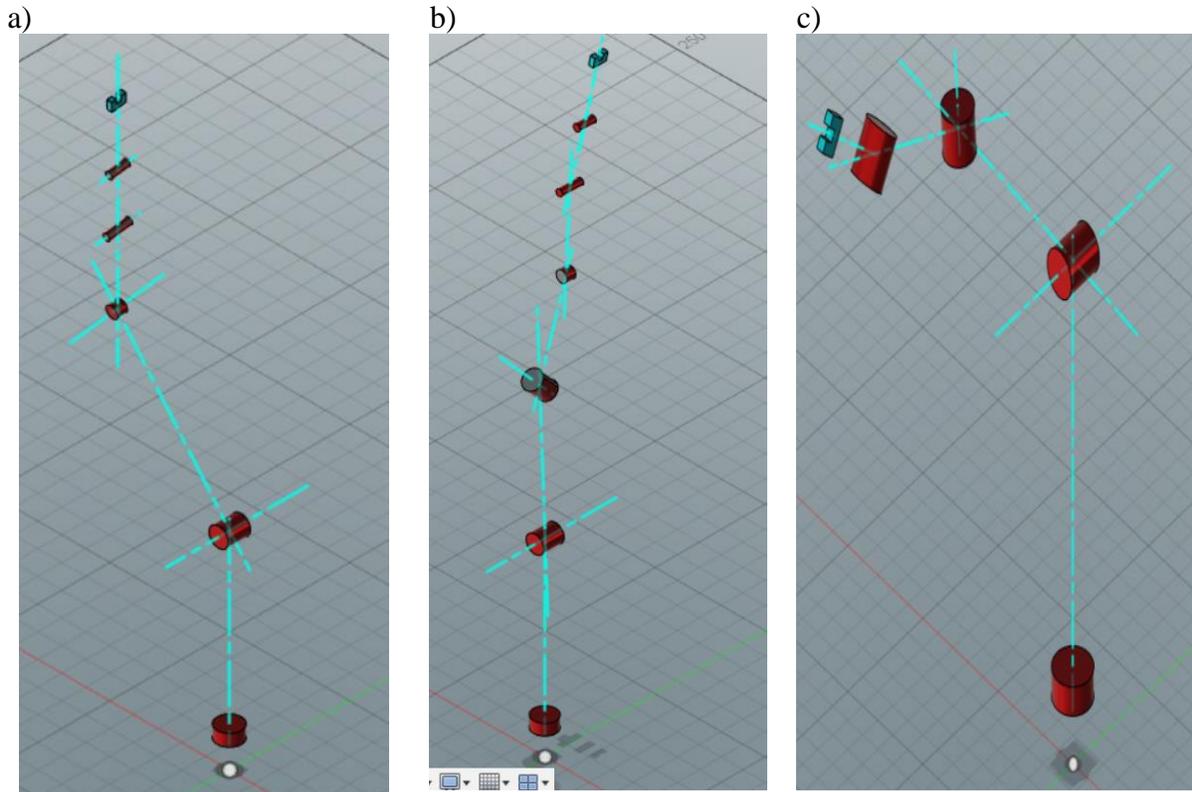
15. Obtener la matriz de transformación que relaciona el sistema de la base con el del extremo del robot $T = {}^0A_1, {}^1A_2, \dots, {}^{n-1}A_n$. (p. 49)

16. La matriz T define la orientación (sub matriz de rotación) y posición (sub matriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las n coordenadas articulares. (p. 49)

Rodríguez (2016), indica que en base a las dimensiones antropométricas se puede determinar los parámetros de Denavit-Hartenberg para las cadenas cinemáticas que componen la mano, también sugiere analizar primero los dedos que se componen de 3 falanges TIPO A (Índice, Medio) y TIPO B (Anular y Meñique), debido a su similitud estructural para posteriormente analizar el dedo pulgar TIPO C, que se componen únicamente por 2 falanges, en la figura se muestran las representaciones esquemáticas de los dedos.

Figura 48

Configuraciones de Falanges.



Nota. a) TIPO A b) TIPO B c) TIPO C

En la Tabla 23 se muestran los parámetros Denavit-Hartenberg para los dedos trifalángicos TIPO A.

Tabla 23

Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos trifalángicos TIPO A.

Junta (GDL)	$\theta_{i,j}$	$d_{i,j}$ (mm)	$a_{i,j}$ (mm)	$\alpha_{i,j}$ (rad)
1	θ_i, I_{mer}^*	0	0	$-\pi/2$
2	θ_i, I_{mef}^*	0	Li,Me	0
3	θ_i, I_{pf}^*	0	Li,P	0
4	θ_i, I_{mf}^*	0	Li,M	0
5	θ_i, I_{df}^*	0	Li,D	0

Nota. *variable

Donde:

$\theta_{i,j}$ = Ángulo desde X_{i-1} hasta X_i , girando alrededor de Z_i .

$d_{i,j}$ = Distancia entre ejes X_{i-1} y X_i , sobre Z_{i-1} .

$a_{i,j}$ = Distancia entre ejes Z_{i-1} y Z_i , sobre X_i .

$\alpha_{i,j}$ = Ángulo desde Z_{i-1} hasta Z_i , girando alrededor de X_i .

En la Tabla 24 se muestran los parámetros Denavit-Hartenberg para los dedos trifalángicos TIPO B.

Tabla 24

Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos trifalángicos TIPO B.

Junta (GDL)	$\theta_{i,j}$	$d_{i,j}$ (mm)	$a_{i,j}$ (mm)	$\alpha_{i,j}$ (rad)
1	$\theta_a, Amer^*$	0	0	$-\pi/2$
2	$\theta_a, Amef1^*$	0	La, Me1	0
3	$\theta_a, Amef2^*$	0	La, Me2	0
4	θ_a, Apf^*	0	La, P	0
5	θ_a, Amf^*	0	La, M	0
6	θ_a, Adf^*	0	La, D	0

Nota. *variable

En la Tabla 25 se muestran los parámetros Denavit-Hartenberg para los dedos bifalángicos TIPO C.

Tabla 25

Parámetros Denavit-Hartenberg para dedos bifalángicos TIPO C.

Junta (GDL)	$\theta_{i,j}$	$d_{i,j}$ (mm)	$a_{i,j}$ (mm)	$\alpha_{i,j}$ (rad)
1	$\theta_t, Tmer^*$	0	0	$-\pi/2$
2	$\theta_t, Tmef^*$	0	Lt, Me	0
3	θ_t, Tpf^*	0	Lt, P	0
4	θ_t, Tdf^*	0	Lt, D	0

Una vez determinados los parámetros D-H (Denavit-Hartenberg) se emplea la ecuación (34) para formar las matrices de transformación homogéneas ${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j})$ de cada junta cuyo resultado general se muestra en la ecuación (41).

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (41)$$

Considerando que, ${}^0_n T_i(\theta_{i,j})$ corresponde a la matriz que contiene todas las matrices de transformación homogéneas ${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j})$, que representan la cadena cinemática desde la base hasta el efector final se puede generar una expresión de todas las matrices según se indica en la ecuación (42) como:

$${}^0_n T_i(\theta_{i,j}) = {}^0_1 T_i(\theta_{i,j}) * {}^1_2 T_i(\theta_{i,j}) * {}^2_3 T_i(\theta_{i,j}) \dots \dots {}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) \quad (42)$$

Basados en el estudio de Ramírez y Rubiano (2012), mediante el uso del Software MATLAB se obtienen las matrices de los dedos tipo A, tipo B y Tipo C, el código empleado se muestra en el Anexo A y la digitación de las variables empleadas se muestran en la Tabla 26.

Tabla 26

Declaratoria variables en MATLAB del modelo protésico de mano.

Dedo	Nomenclatura variables Modelo	Declaración Variables en MATLAB	Valores empleados
Pulgar (dedo bi falángico TIPO C)	θ_t, T_{mer}	qtmer	variable
	θ_t, T_{mef}	qtmef	variable
	θ_t, T_{pf}	qtpf	variable
	θ_t, T_{df}	qtpr	variable
	Lt,Me	ltme	56,58 (mm)
	Lt,P	ltmp	26,79 (mm)
	Lt,D	ltmd	18,15 (mm)

Índice (dedo tri falángico TIPO A)	θ_i, I_{mer}	qimer	variable
	θ_i, I_{mef}	qimef	variable
	θ_i, I_{pf}	qipf	variable
	θ_i, I_{mf}	qimf	variable
	θ_i, I_{df}	qidf	variable
	Li,Me	lime	110,50 (mm)
	Li,P	lip	34,74 (mm)
	Li,M	lim	25,68 (mm)
Medio (dedo tri falángico TIPO A)	Li,D	lid	28,92 (mm)
	θ_m, I_{mer}	qmmmer	variable
	θ_m, I_{mef}	qmmef	variable
	θ_m, I_{pf}	qmpf	variable
	θ_m, I_{mf}	qmmf	variable
	θ_m, I_{df}	qmdf	variable
	Lm,Me	lmme	107,12 (mm)
	Lm,P	lmp	34,74 (mm)
	Lm,M	lmm	31,13 (mm)
	Lm,D	lmd	28,83 (mm)
	θ_a, A_{mer}	qamer	variable
	θ_a, A_{mef1}	qamef1	variable
θ_a, A_{mef2}	qamef2	variable	
Anular (dedo tri falángico TIPO B)	θ_a, A_{pf}	qapf	variable
	θ_a, A_{mf}	qamf	variable
	θ_a, A_{df}	qadf	variable
	La,Me1	lame1	61,99 (mm)
	La,Me2	lame2	38,41 (mm)
	La,P	lap	34,74 (mm)
	La,M	lam	28,60 (mm)
	La,D	lad	28,83 (mm)
Meñique (dedo tri falángico TIPO B)	θ_e, E_{mer1}	qemer	variable
	θ_e, E_{mef1}	qemef1	variable
	θ_e, E_{mef2}	qemef2	variable
	θ_e, E_{pf}	qepf	variable
	θ_e, E_{mf}	qemf	variable
	θ_e, E_{df}	qedf	variable
	Le,Me1	leme1	42,47 (mm)
	Le,Me2	leme2	53,84 (mm)
	Le,P	lep	29,13 (mm)
	Le,M	lem	20,40 (mm)
Le,D	led	24,07 (mm)	

Las ecuaciones de posición para la cadena cinemática del dedo pulgar se muestran en la

Tabla 27.

Tabla 27*Ecuaciones de posición cadena cinemática pulgar.*

Cadena Cinemática	Ecuaciones de posición
Pulgar	$x = \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) \left(34 \cos\left(\frac{\pi (\text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi \text{qtmef}}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (\text{qtdf} + \text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right) \right)$ $y = \sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) \left(34 \cos\left(\frac{\pi (\text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi \text{qtmef}}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (\text{qtdf} + \text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right) \right)$ $z = -34 \sin\left(\frac{\pi (\text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi \text{qtmef}}{180}\right) - 25 \sin\left(\frac{\pi (\text{qtdf} + \text{qtmef} + \text{qtpf})}{180}\right)$

Las ecuaciones de posición para la cadena cinemática del dedo índice se muestran en la

Tabla 28.

Tabla 28*Ecuaciones de posición cadena cinemática índice.*

Cadena Cinemática	Ecuaciones de posición
Índice	$x = \cos\left(\frac{\pi q_{imer}}{180}\right) * \left(28 \cos\left(\frac{\pi (q_{idf} + q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) + 34 \cos\left(\frac{\pi (q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi q_{imef}}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) \right)$
	$y = \sin\left(\frac{\pi q_{imer}}{180}\right) * \left(28 \cos\left(\frac{\pi (q_{idf} + q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) + 34 \cos\left(\frac{\pi (q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi q_{imef}}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) \right)$
	$z = -28 \sin\left(\frac{\pi (q_{idf} + q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) - 34 \sin\left(\frac{\pi (q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi q_{imef}}{180}\right) - 25 \sin\left(\frac{\pi (q_{imf} + q_{imef} + q_{ipf})}{180}\right)$

Las ecuaciones de posición para la cadena cinemática del dedo medio se muestran en la Tabla 29.

Tabla 29

Ecuaciones de posición cadena cinemática medio.

Cadena Cinemática	Ecuaciones de posición
Medio	$x = \cos\left(\frac{\pi qmmer}{180}\right) \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right.$ $+ 34 \cos\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) + 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right)$ $\left. + 31 \cos\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right)$ $y = \sin\left(\frac{\pi qmmer}{180}\right) \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right.$ $+ 34 \cos\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) + 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right)$ $\left. + 31 \cos\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right)$ $z = -28 \sin\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) - 34 \sin\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right)$ $- 107 \sin\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) - 31 \sin\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right)$

Las ecuaciones de posición para la cadena cinemática del dedo anular se muestran en la Tabla 30.

Tabla 30*Ecuaciones de posición cadena cinemática anular.*

Cadena Cinemática	Ecuaciones de posición
Anular	$x = 2 \cos\left(\frac{\pi q_{amer}}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \right. \\ + 19 \cos\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2})}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi q_{amef_1}}{180}\right) \\ + 14 \cos\left(\frac{\pi (q_{adf} + q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \\ \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \right)$
	$y = 2 \sin\left(\frac{\pi q_{amer}}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \right. \\ + 19 \cos\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2})}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi q_{amef_1}}{180}\right) \\ + 14 \cos\left(\frac{\pi (q_{adf} + q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \\ \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \right)$
	$z = -28 \sin\left(\frac{\pi (q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \\ - 38 \sin\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2})}{180}\right) - 62 \sin\left(\frac{\pi q_{amef_1}}{180}\right) \\ - 28 \sin\left(\frac{\pi (q_{adf} + q_{amf} + q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right) \\ - 34 \sin\left(\frac{\pi (q_{amef_1} + q_{amef_2} + q_{apf})}{180}\right)$

Las ecuaciones de posición para la cadena cinemática del dedo meñique se muestran en la Tabla 31.

Tabla 31*Ecuaciones de posición cadena cinemática meñique.*

Cadena Cinemática	Ecuaciones de posición
Meñique	$x = 2 \cos\left(\frac{\pi qemer}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right. \\ + 19 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) \\ + 14 \cos\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right)$
	$y = 2 \sin\left(\frac{\pi qemer}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right. \\ + 19 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) \\ + 14 \cos\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right)$
	$z = -28 \sin\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ - 38 \sin\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) - 62 \sin\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) \\ - 28 \sin\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ - 34 \sin\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right)$

Diseño CAD.***Escaneado 3D.***

El proceso de escaneado 3D mediante nube de puntos basados en la triangulación trigonométrica emplea un scanner que proyecta un láser sobre una superficie sólida y captura el reflejo de este mediante sensores y asigna a cada registro coordenadas que luego de ser procesados mediante un software nos permite tener un modelo 3D exacto de la pieza. Se emplea este método para tener un modelado anatómico exacto del miembro no amputado y a través de una función espejo, reproducir en modelo 3D el miembro faltante.

El equipo empleado es el que se detalla en la Tabla 32:

Tabla 32***Características Técnicas GoSCAN20***

Marca/Modelo	Velocidad (measures/sec)	Resolución (mm)	Precisión (m)	Tamaño de piezas de escaneo	Software de Escaneo	Tipo
Creaform/GoSCAN 20	550000	0.100 mm	0.05-3	Vxelements	VXmodel	Portatil

Es importante que previo el escaneo el volumen de escaneado del equipo este correctamente configurado, para este caso el volumen de escaneo mínimo es de 0.3x0.3x0.3 m y máximo de 1m x 1m x 1m, la razón de selección de este volumen corresponde a los rangos de las medidas antropométricas de una persona adulta, el proceso del escaneado 3D y su modelamiento se muestra en la Figura 49.

Figura 49*Proceso de modelamiento con escaneo 3D****Diseño de encaje y antebrazo.***

Uno de los elementos de gran importancia del elemento protésico es la construcción del encaje, este debe cumplir con los parámetros de adaptabilidad y confort para el usuario.

Romero y Pucha en el año 2020 indican un procedimiento aplicable para el escaneo del miembro amputado y diseño del encaje para acople de la prótesis de mano y antebrazo, en el que se debe considerar una distancia de 1m para realizar los escaneos de partes del cuerpo, en la Figura 50 se muestra al usuario final del diseño del elemento prostético.

Figura 50

Usuario final prótesis de mano y antebrazo



Previo el escaneo del muñón se procede a realizar un molde del mismo empleando los materiales descritos en la Tabla 33.

Tabla 33

Lista de Materiales para moldes de fabricación de encaje y antebrazo.

Material	Descripción	Cantidad
Alginato Cromático	<ul style="list-style-type: none"> • Clase A • Fácilmente mezclable • Tixotrópico • Tiempo de fraguado en boca rápido 60" • Elevada definición del detalle: 50 μn • Dust Free 	450 g
Yeso	<ul style="list-style-type: none"> • Sulfato de calcio dihidratado 	1 libra
Recipiente para molde	<ul style="list-style-type: none"> • Recipiente plástico 	1 unidad

En la Figura 51 se muestra el proceso de obtención del molde al aplicar la mezcla del alginato en el interior del recipiente y luego de 20 min procedemos a verter la mezcla de yeso y agua

Figura 51

Obtención molde Alginato



En la Figura 52 se muestra el resultado del desmoldeado dando como resultado el muñón que será escaneado para la fabricación del encaje de la prótesis.

Figura 52

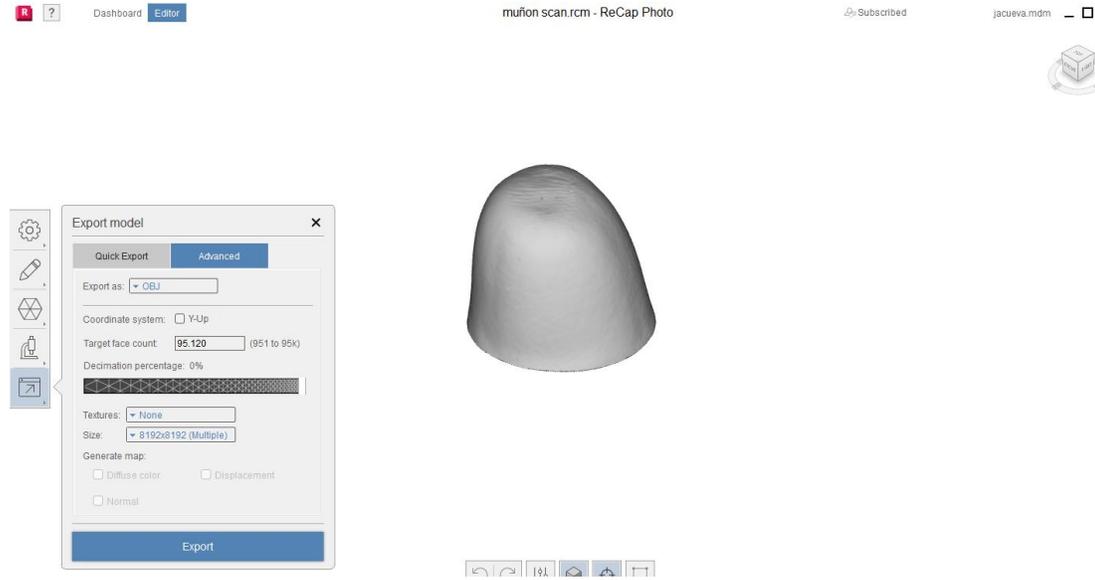
Desmolde para encaje



Romero y Pucha (2020), indican que previo la exportación del archivo *.stl a FUSION 360 es necesario realizar un cambio del mallado mediante el software “Auto desk ReCap Photo” para y obtener un archivo del modelo con extensión “OBJ(Quads)” el proceso se muestra en la Figura 53.

Figura 53

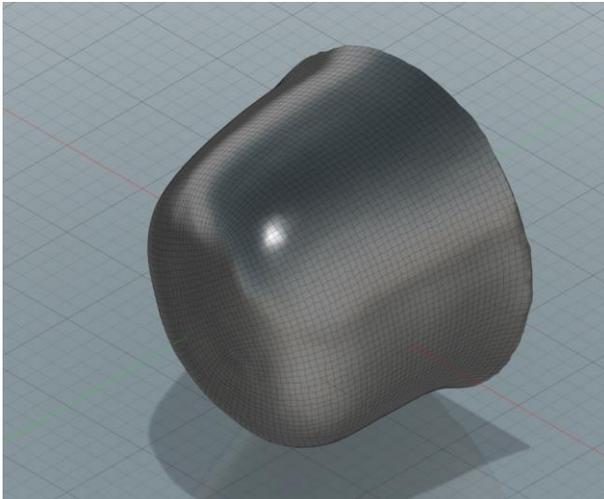
Cambio formato STL a OBJ Recap Photo Autodesk.



El resultado es un sólido con una malla cuadrada que se muestra en laFigura 54.

Figura 54

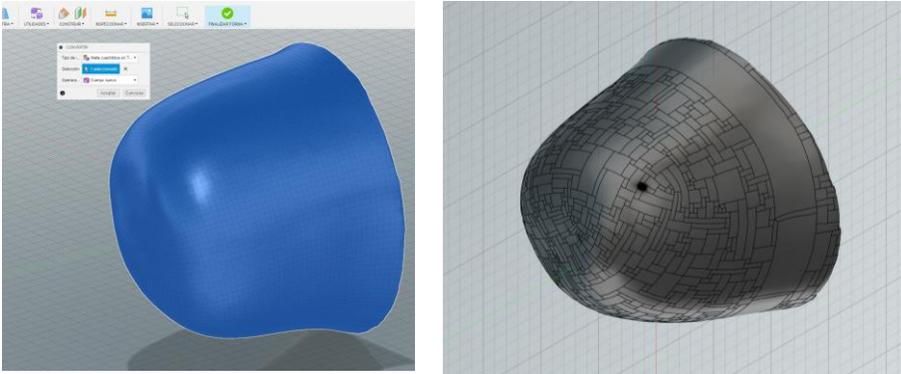
Solido con malla cuadrada.



En la plataforma FUSION 360 de Autodesk se procede a transformar el cuerpo con malla cuadrática a un sólido T-SPLINE como se muestra en la Figura 55.

Figura 55

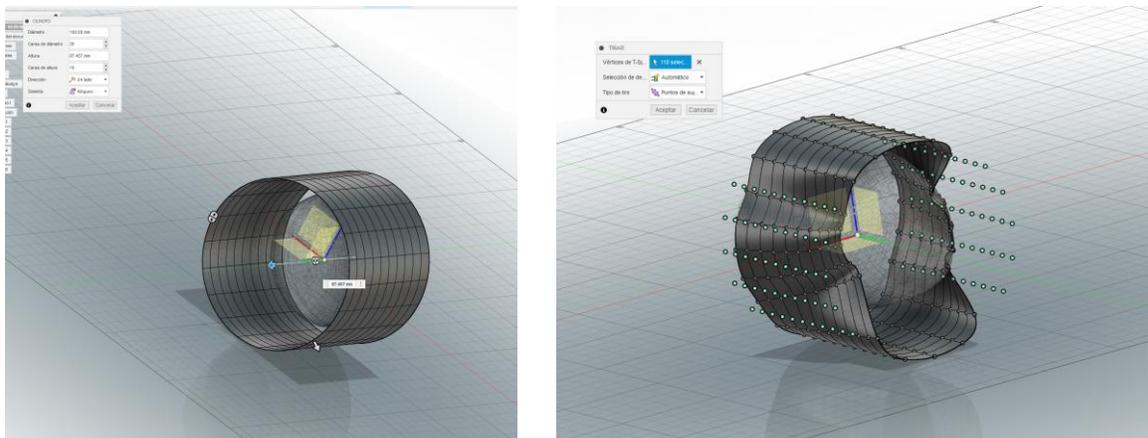
Cambio solido malla cuadrada a t-spline.



Mediante el uso de las herramientas de crear forma y la opción de “Tirar” se crean superficies con control de vértices que se adhieren automáticamente a la superficie del solido T-spline como se muestra en la Figura 56.

Figura 56

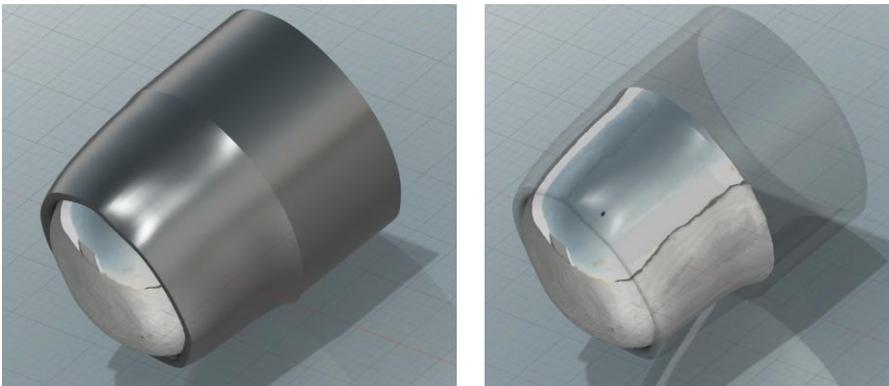
Creación de superficies de contorno para socket.



Finalmente, con las opciones de las herramientas de superficies agregamos espesores para obtener un sólido cuyo resultado es el encaje o Socket de la prótesis diseñada tal como se muestra en la Figura 57, la ventaja de esta herramienta es que permite que el elemento sea adaptable al usuario final.

Figura 57

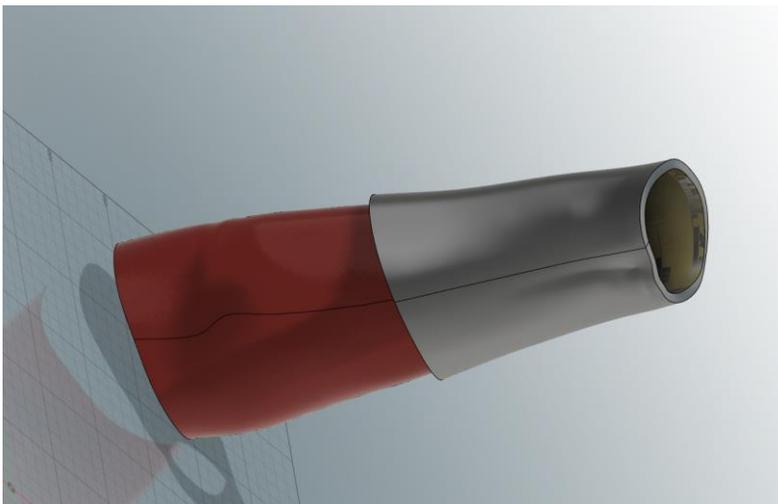
Diseño Encaje Prótesis



El Resultado para el proceso de diseño del antebrazo es similar como se muestra en la

Figura 58

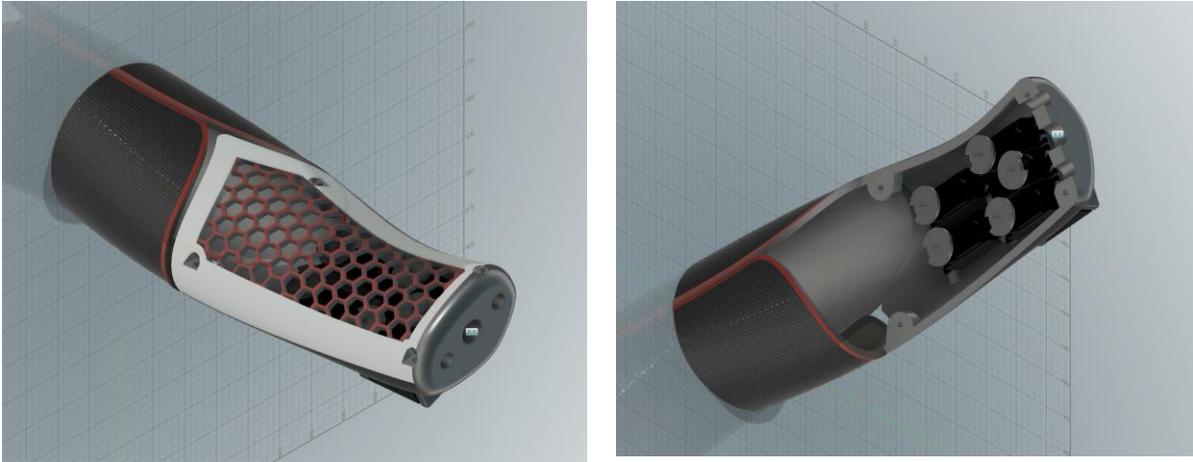
Diseño Bastidor Prótesis



El cambio más significativo es el acople de todos los elementos de control y encaje de la prótesis, el resultado se muestra en la Figura 59.

Figura 59

Diseño final antebrazo prótesis



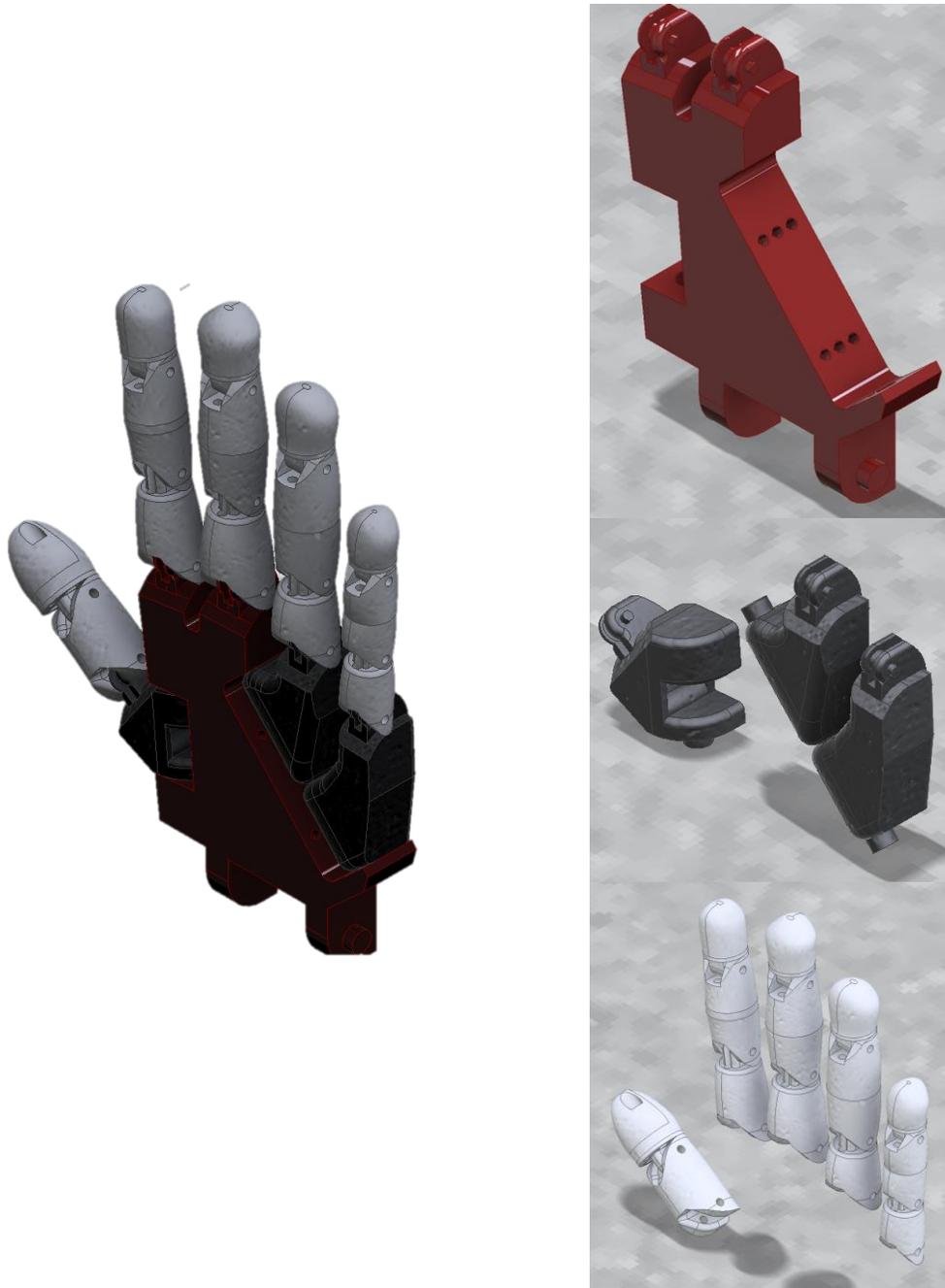
Diseños mano protésica.

En esta parte se toma en cuenta el esquema previo de la Figura 47, ya que las medidas de los metacarpos y falanges se toman a partir de la Tabla 17.

La mano es un mecanismo con 18 GDL se muestra en la Figura 60, el diseño propuesto busca que los movimientos articulados permitan un amplio rango de movimientos de agarre, y permita soportar una carga de diseño superior a los 5 kgf por cada par de dedos con respecto a los acabados superficiales del prototipo dependerán del tipo de material y la altura de capa seleccionada por el usuario final, en este caso se empleó para una impresión rápida una altura de 0.2 mm y el acabado final puede ser mejorado con un proceso de limpieza con una inmersión en Acetona.

Figura 60

Mano Protésica 18 GDL

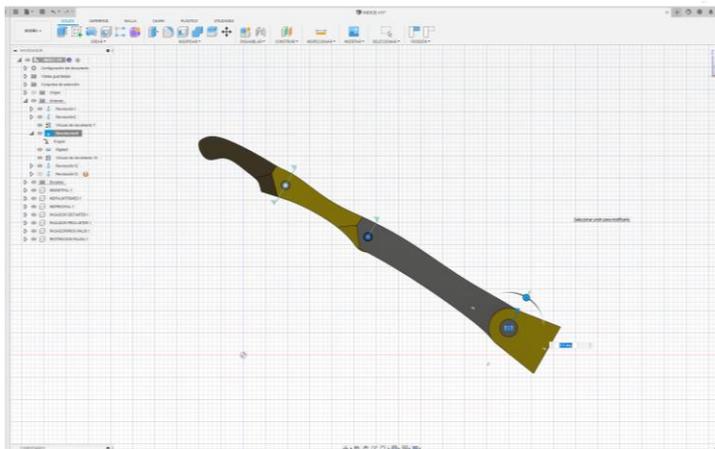


Análisis dinámico dedos.

En la Figura 61 Se colocan los datos de las juntas cilíndricas, se toman los datos de la Tabla 3 para el rango de flexión de cada falange o recorrido total en grados

Figura 61

Juntas cilíndricas articulaciones falanges dedos índice, medio, anular y meñique



En la Figura 62 se muestra el desplazamiento máximo de las falanges para efectuar el movimiento de flexión total de las falanges.

Figura 62

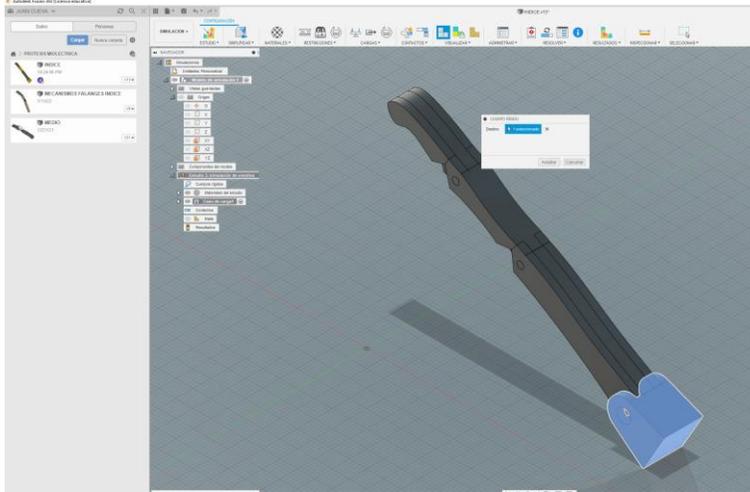
Movimiento de flexión falanges mano



En la Figura 63 se muestra el elemento que sera el punto rigido para la evaluacion del movimiento.

Figura 63

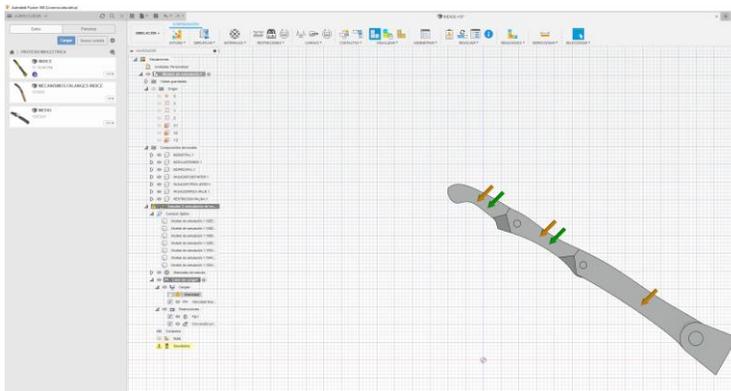
Elemento rígido para estudio de movimiento



En la Figura 64 Aplicamos un desplazamiento de 12 mm a una velocidad constante de 12 mm/s para determinar la fuerza máxima en KN que soporta el elemento

Figura 64

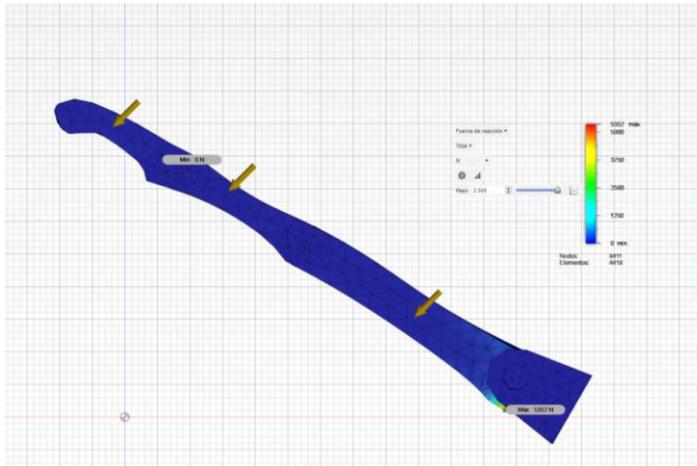
Desplazamiento a velocidad constante



En la Figura 65 se muestra el resultado de la fuerza de reaccion en N de la simulacion de eventos FEM

Figura 65

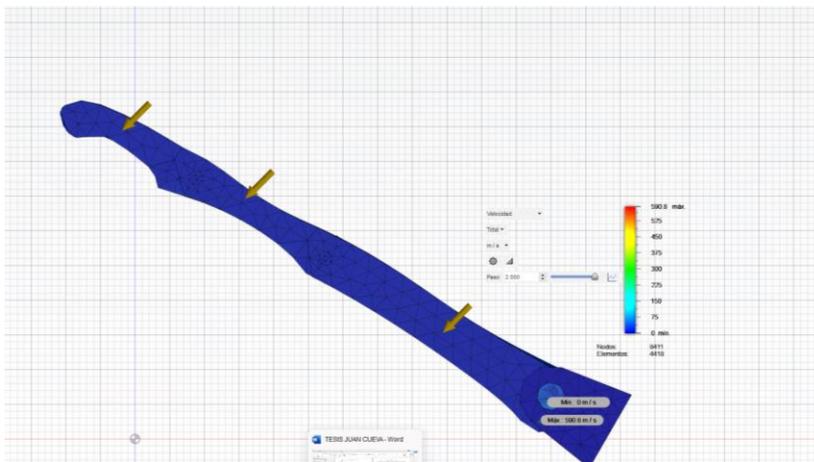
Fuerza Máxima Análisis FEM



En la Figura 66 se muestra el resultado de la velocidad maxima que soporta el elemento para los falanges de los dedos indice, medio, anular y meñique

Figura 66

Velocidad Máxima FEM



Finalmente, en la Tabla 34 se muestran los resultados de la simulación de eventos

Tabla 34

Resultados de análisis dinámico

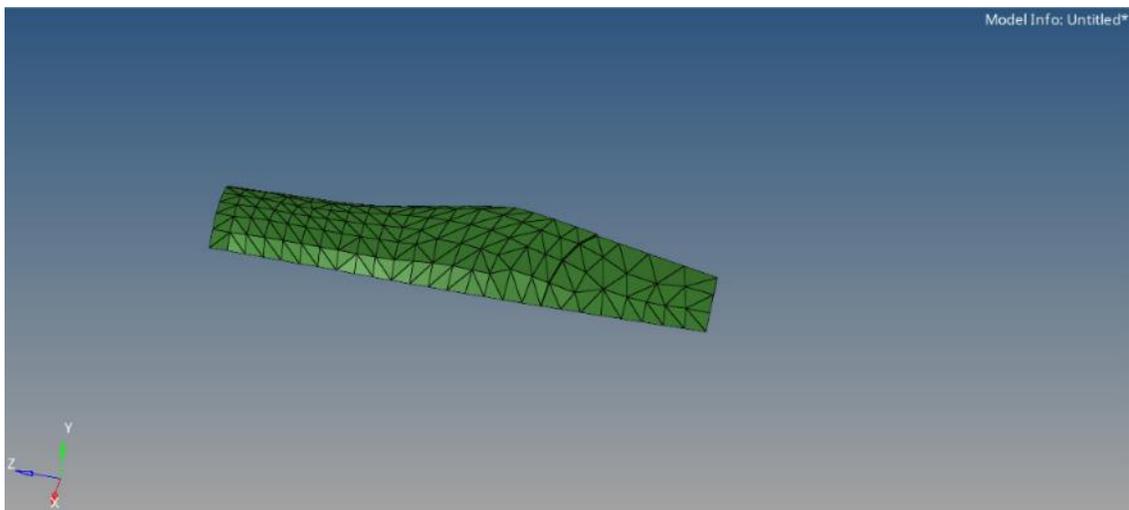
Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad máxima	590	m/s
Fuerza máxima	5352	N

Análisis estático FEM.

Para el análisis FEM se empleará el software HYPERWORKS 2022 de ALTAIR, se inicia con el análisis del antebrazo que soporta la mayoría de cargas del sistema, el sólido se importa como extensión IGES como se muestra en la Figura 67.

Figura 67

Importación modelo antebrazo formato IGES

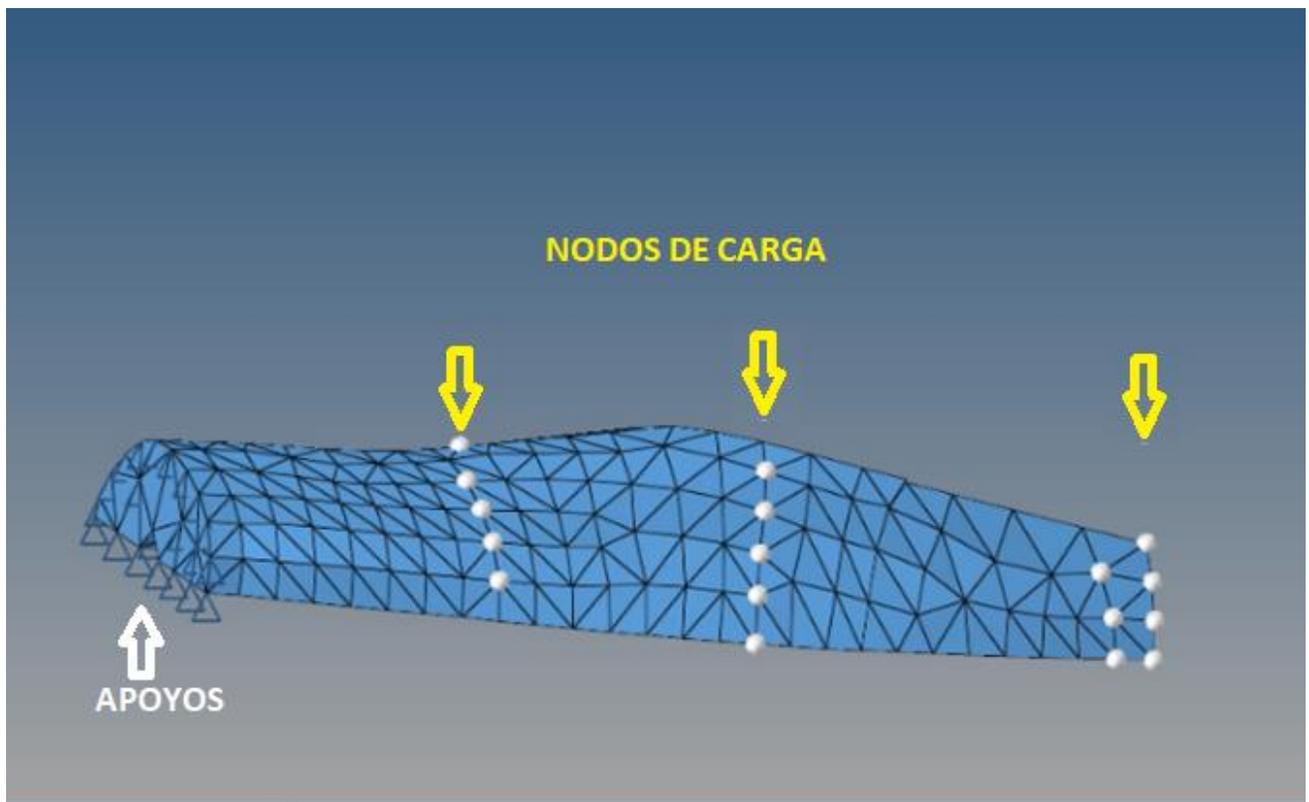


Sópalo (2019), indica que el tamaño de malla para el análisis estático de un elemento del cuerpo humano es de 10 unidades.

Seleccionamos los respectivos apoyos o empotramientos y colocamos los nodos donde se aplicarán las respectivas cargas tal como se indica en la Figura 68, en este caso se aplican 3 cargas una correspondiente al peso máximo que sostiene la mano, la carga de los servomotores y el peso de los controladores, las 3 cargas suman un total de 8 kgf..

Figura 68

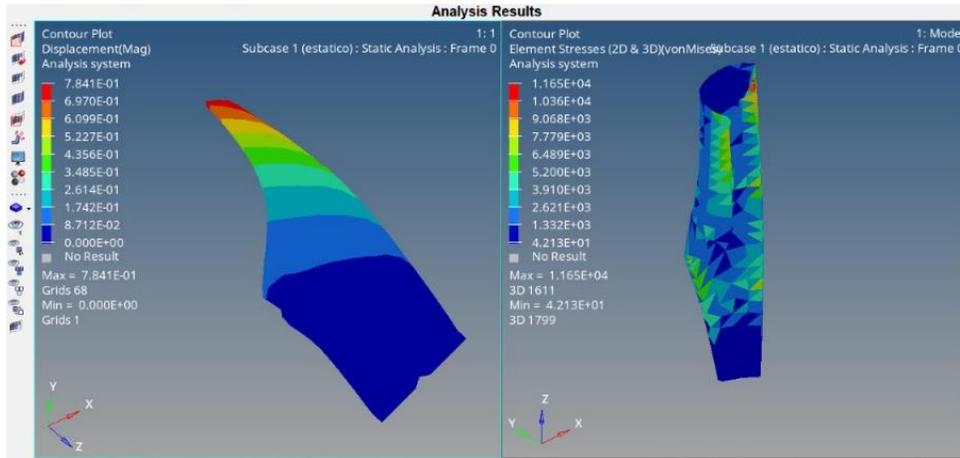
Selección de apoyos y nodos de carga antebrazo.



El resultado de las 3 cargas aplicadas se muestra en la Figura 69.

Figura 69

Desplazamiento máximo cargas aplicadas antebrazo.

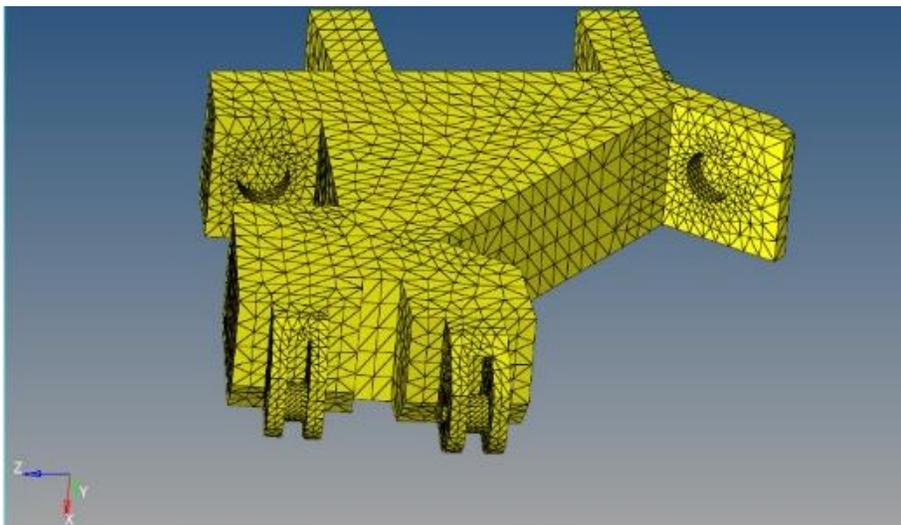


El desplazamiento máximo es de 0.7 mm con una carga aplicada de 8kgf por lo que el modelo resulta óptimo para las condiciones de diseño en base a los requerimientos del usuario.

El siguiente análisis se realiza al bastidor de la mano denominado metacarpo, el sólido se importa como extensión IGES como se muestra en la Figura 70 .

Figura 70

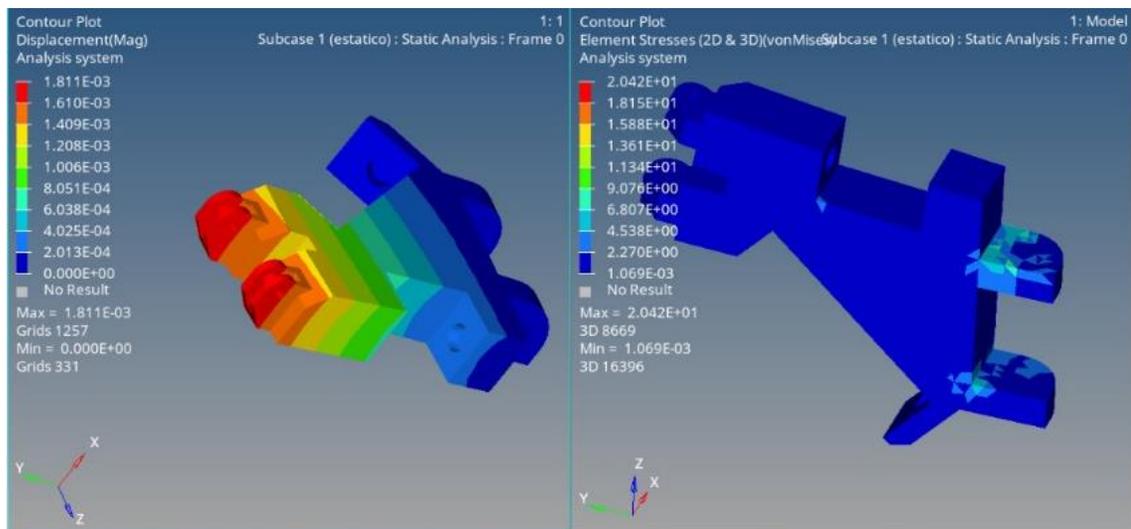
Importación modelo mano formato IGES.



Seleccionamos los respectivos apoyos o empotramientos y colocamos los nodos donde se aplicarán las respectivas cargas, en este caso se aplican 2 cargas una correspondiente al peso máximo que puede sostener la mano que suman un total de 6 kgf el resultado del análisis con las cargas propuestas se muestra en la

Figura 71

Desplazamiento máximo cargas aplicadas mano.



El desplazamiento máximo es de 0.00181 mm con una carga aplicada de 6 kgf por lo que el modelo resulta óptimo para las condiciones de diseño en base a los requerimientos del usuario.

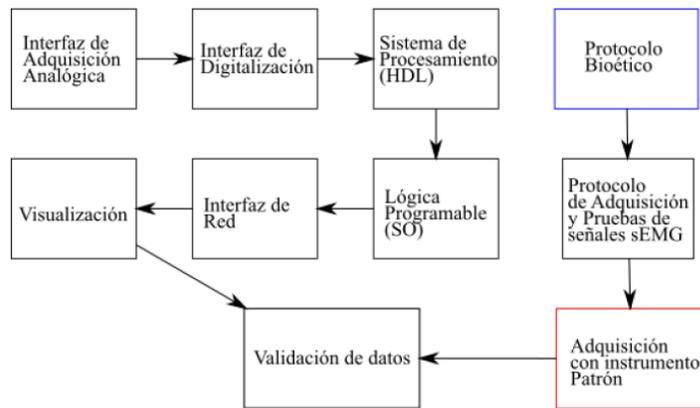
Simulaciones.

Diseño de sistema de control sistema EMG.

El estudio “Human hand anatomy-based prosthetic hand”, realizado por Dunai L., Novak M., Espert C., en el año 2021, determinó como hacer el proceso de filtrado y acondicionamiento de las señales Mioeléctrica para luego ser parametrizadas, tal como está expuesto en Figura 72.

Figura 72

Esquema lógico de la metodología aplicada



Proaño (2019), indica que para el diseño del sistema de control las fases más importante son:

- a. Diseño del módulo de interfaz de adquisición de señales analógicas. (p.11)
- b. Diseño de la interfaz de digitalización de señales analógicas. (p.11)
- c. Diseño y codificación del sistema de procesamiento en descripción de hardware (HDL) utilizado. (p.11)
- d. Diseño y programación de la lógica de comportamiento. (p.11)
- e. Diseño de la arquitectura para la comunicación entre el módulo de adquisición y un terminal de visualización. (p.11)
- f. Programación del algoritmo de visualización en tiempo real de los datos recibidos en el terminal. (p.11)

Ante lo mencionado, a continuación, es realizada una descripción de las etapas del método utilizado para el diseño electrónico que gobierna el movimiento del sistema protésico de

mano y antebrazo. Estas fases fueron estructuradas con base en los autores estudiados previamente y adaptados a las necesidades específicas del prototipo:

- ETAPA 1: Adquisición de la señal EMG
- ETAPA 2: Filtrado de señal.
- ETAPA 3: Rectificado de señal.
- ETAPA 4: Procesamiento de señal.

Protocolo Adquisición de señal EMG. La adquisición de la señal EMG de los músculos es realizada por medio de electrodos superficiales ECG/EMG, los cuales son colocados sobre la piel del músculo del cual se adquiere información (señal). Los sensores se conectan mediante un microcontrolador para finalmente ser utilizados con la placa Arduino.

De acuerdo a Proaño (2019), una de las limitantes para utilizar el EMG es la fluctuación de fuerzas, la activación involuntaria de los músculos, así como la localización y reposicionamiento de los electrodos; este último puede subsanarse al analizar la distribución y configuración más común de los electrodos y replantear el diseño para que sea cómodo para el individuo. Entonces, una adecuada lectura EMG radica esencialmente en que exista una correcta preparación de la piel y posicionamiento de los electrodos. Cabe indicar que en las prótesis comerciales los electrodos están incorporados en el socket, contrario a lo que sucede en las pruebas experimentales en donde son utilizados electrodos desechables.

Por otro lado, Proaño (2019), menciona que en Ecuador los proyectos que han utilizado la adquisición de señales mioeléctricas están apegados a las normas del SENIAM. Además, explica que dentro de su propuesta los electrodos fueron construidos con plata, el primero con una dimensión de 15 mm x 12 mm x 1 mm y el segundo de 10 mm x 10 mm x 1.5 mm, pero se

obtuvo mejores resultados con el primero. Es así que para la impedencia de la piel se buscó alcanzar el orden de 1012 ohm; además, la piel fue preparada con pastas de limpieza abrasiva y conductoras con el propósito de eliminar células muertas, impurezas y sudor.

Entonces, Proaño (2019), menciona cinco pasos para ubicar los electrodos: seleccionar el sensor EMG, establecer la ubicación de los sensores, preparar la piel, colocar al paciente en una posición inicial y probar la conexión. A continuación, en los siguientes puntos son detallados cada uno de ellos:

- **Selección del sensor EMGs:** Para Proaño (2019), independiente del modelo del sensor EMG es importante que se empleen electrodos Ag/AgCl, marca NORAXON, modelo HEX Dual Electrodes, dispuestos con una IED de 20mm. A continuación, en la Tabla 35 se expone una comparación entre electrodos.

Tabla 35

Comparación electrodos

Electrodos	Electrodo Oro	Electrodo Plata	Electrodo Open EEG
Material	Oro+/oro	Plata+/plata	Metal chapado en oro
Dimensión	10 mm (diámetro)	9 mm (diámetro)	15 mm x 22 mm
Nivel de captura	uV	uV	Uv
Circuito Interno	No	No	Si
Precio	\$30,00	\$30,00	\$12,00

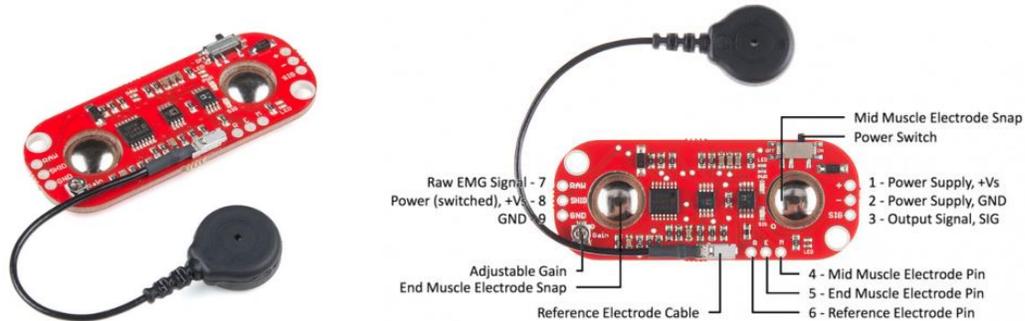
Nota. Adaptado de *Prototipo de Prótesis de un Brazo con 12 GDL Controlada Mediante Ondas*

Cerebrales, (p. 56) , por E. Vaca, 2017.

Para el presente estudio se emplea el sensor Myoware Sen-13723 cuyas características se muestran en la Figura 73.

Figura 73

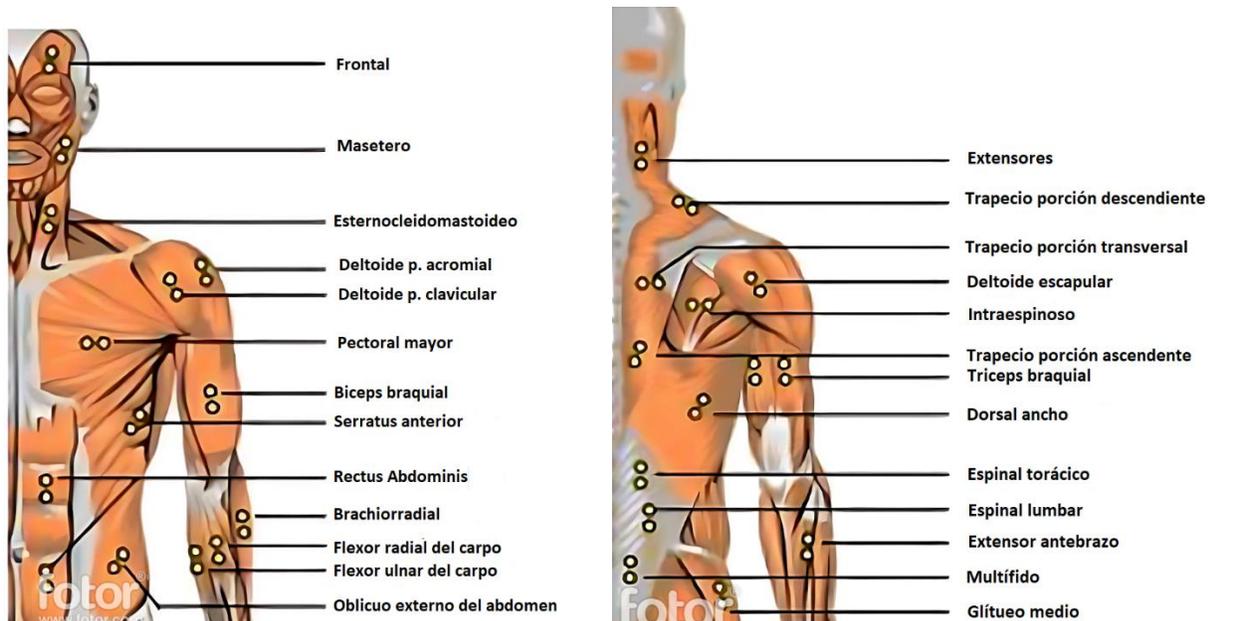
Características Sensor EMG Myoware Sen-13723



- **Determinación de la ubicación de los sensores:** Tal como indica Proaño (2019), los puntos tienen que colocarse sobre la protuberancia muscular, en el sentido de las fibras del músculo y sobre la piel previamente tratada. Una opción es utilizar un mapa anatómico como los indicados en la Figura 74.

Figura 74

Vista frontal y posterior para la ubicación de electrodos



- **Preparación de la piel:** con la finalidad de asegurar que las señales EMG sean captadas adecuadamente, debe limpiarse la piel de manera profunda y los electrodos tienen que ubicarse de forma precisa (Figura 75).

Figura 75

Preparación de la superficie dermal.



- **Colocar al paciente en una posición de inicio:** Proaño (2019), indica que la persona tiene que ejecutar entre 40% y 60% de esfuerzo muscular durante 3 segundos.
- **Prueba de conexiones:** debido a la sensibilidad, la señal de la EMG suele ser perturbada por ruidos externos y otros artefactos que pueden ser fácilmente evitados algunos ejemplos se muestran en la Tabla 36.

Tabla 36*Artefactos que afectan la lectura de EMG*

Artefactos Fisiológicos	Artefactos Eléctricos	Artefactos Externos
Artefactos de movimiento	Interferencia de la línea de potencia	Alteraciones de la línea base
Características del tejido	Electrodos y amplificadores	Ruido externo
Cambios en la geometría entre la protuberancia muscular y el sitio de los electrodos	Ruido del electrodo	
Diafonía fisiológica	Ruido del amplificador	
Artefactos ECG	Amplificadores defectuosos	
	Interferencia electrostática y electromagnética	
	Interferencia de radio y teléfono móviles	

Nota. Adaptado de *Sistema de Adquisición de Señales EMG de Superficie Multicanal para Prótesis de Miembro Superior*, (p. 6), por D. Proaño, 2019.

Prueba de validación de la señal EMG. Proaño (2019), indica que la resistencia óhmica entre el par de electrodos puede determinar la impedancia de la piel, por lo general se requiere alrededor de 5 minutos hasta alcanzar una condición eléctrica estable, los valores adecuados de impedancia se muestran la Tabla 37.

Tabla 37*Artefactos que afectan la lectura de EMG*

Rango de impedancia (KΩ)	Recomendación
1-5	Buena condición
5-10	Bueno y recomendado si es factible
10-30	Aceptable para condiciones de baja exigencia
30-50	No muy buen, se necesita atención

> 50	Debe ser evitado, o se requiere un segundo proceso de limpieza
------	--

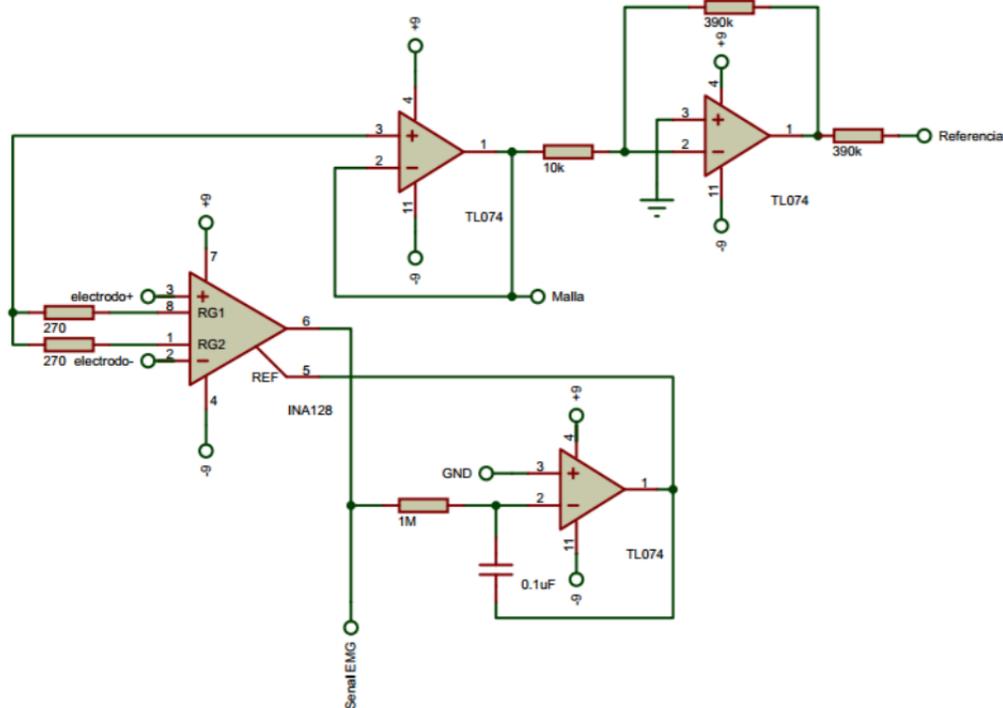
Nota. Adaptado de *Sistema de Adquisición de Señales EMG de Superficie Multicanal para Prótesis de Miembro Superior*, (p. 6), por D. Proaño, 2019.

Amplificador de instrumentación. Según señala Calderón (2018), el amplificador de instrumentación mide de manera precisa la diferencia potencial producida por la activación muscular. Para el presente caso de estudio se utiliza el amplificador AD620 o INA238 ya que cumplen con las características indicadas por Vaca (2017), donde recomienda emplear un amplificador con filtro paso-banda entre 10Hz y al menos 500Hz; la mayor potencia de la señal EMGS está entre 10 y 250Hz, pues a través de su arreglo de resistencias pre amplifica la pequeña señal obtenida desde los músculos para que pueda seguir a las siguientes etapas y ser leída por el microcontrolador del Arduino. Calderón (2018), también indica que adicionalmente debe implementarse un circuito de retroalimentación a partir de amplificadores operacionales para evitar las corrientes de desbalance y compensar problemas de ruido en la entrada del amplificador de instrumentación.

Amplificador de instrumentación con filtro antialias. En la Figura 76 se muestra el circuito básico implementado en base a la recopilación de información que pre amplifica la señal de baja magnitud obtenida de los músculos, con ayuda del amplificador no inversor (TL074) se finaliza el amplificado necesario para proceder con la etapa de filtrado, pues la señal obtenida del amplificador de instrumentación no es lo suficientemente grande para ser leída por el microcontrolador.

Figura 76

Circuito de adquisición de la señal, pre amplificado y amplificado



Nota. Adaptado de *Amplificador de Instrumentación*, de J. Calderón, 2018, “Diseño e implementación de sistema para detección de señales electromiográficas” (Calderón, 2018, p. 23).

Filtrado de señal. Una vez amplificada la señal EMG, se filtra para eliminar cualquier señal interferente distribuida a diferente frecuencia. Acorde a Calderón, 2018 se utiliza un filtro analógico de banda pasante, donde la frecuencia objetivo se encuentra en el rango de 20 a 5000 Hz. Para este fin, filtros activos de segundo orden Butterworth con topología Sallen Key, Kugelstadt, 2003, son usados, ya que estos tienen una respuesta plana, generalmente utilizados para conversión de datos y debido a que se consigue una buena precisión de medida en la banda de paso.

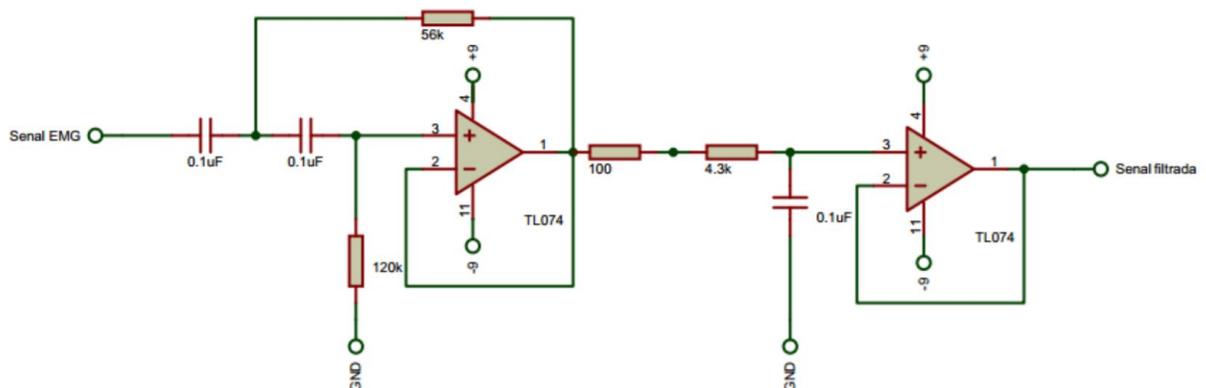
La etapa de filtrado usa dos filtros, el primero tipo *PASA ALTO*¹ para realizar un corte a los 20 Hz, con el objetivo de evitar el ruido provocado por el inevitable contacto entre el electrodo y la piel.

El segundo filtro corresponde a uno tipo *PASA BAJO*² para eliminar las frecuencias que no permiten detectar el comportamiento muscular, frecuencia de corte 500 Hz.

Como se indica en la Figura 77, los componentes para la etapa de filtrado corresponden a dos amplificadores operacionales TL074, resistencias y capacitores cerámicos.

Figura 77

Diagrama de filtrado con valores nominales



Nota. Adaptado de *Filtrado*, de J. Calderón, 2018, “Diseño e implementación de sistema para detección de señales electromiográficas”(Calderón, 2018, p. 28).

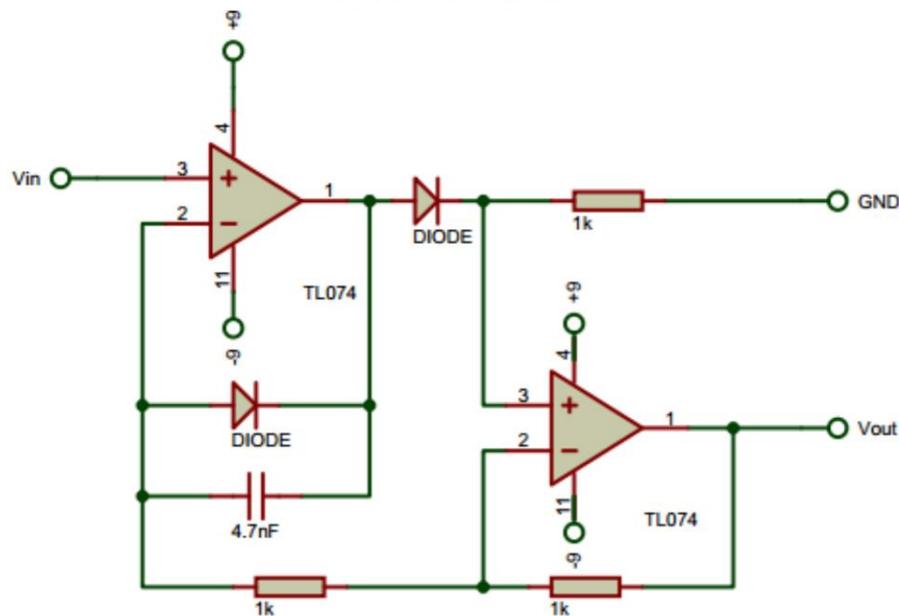
¹ Filtro pasa alto: Filtro encargado de dejar pasar señales cuya frecuencia sean mayores a la frecuencia de corte 20 Hz.

² Filtro pasa bajo: Filtro encargado de dejar pasar únicamente señales cuya frecuencia se encuentren debajo de la frecuencia máxima 500 Hz.

Rectificado. Posterior a la etapa de filtrado prosigue la etapa de rectificado, donde se acondiciona la señal para ser leída por el microcontrolador de la placa ARDUINO. La rectificación se realiza mediante un rectificador de onda completa de precisión para obtener una señal analógica en el rango de 0 – 5 voltios, la cual es admisible por el microcontrolador. En la Figura 78 se muestra el circuito rectificador básico empleado, compuesto por dos amplificadores operacionales (TL074). Así mismo se incluye un capacitor cerámico el cual asegura la estabilidad del circuito sin producir distorsión a la salida. Los diodos son los encargados de realizar la rectificación de la señal.

Figura 78

Rectificador de Precisión de onda completa con valores nominales



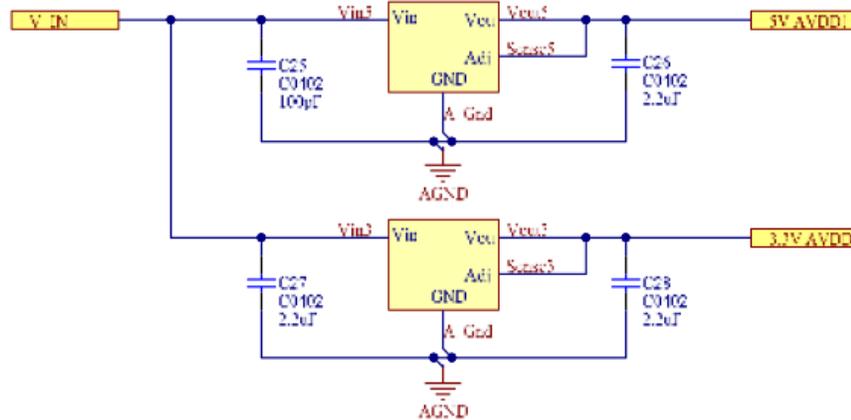
Nota. Adaptado de *Rectificado*, de J. Calderón, 2018, “Diseño e implementación de sistema para detección de señales electromiográficas” (Calderón, 2018, p. 31).

Procesamiento de señal. Finalizadas las etapas de amplificado, filtrado y rectificado, el procesamiento de la señal tiene el objetivo de cuantificar la intensidad de la señal proveniente del músculo. Para el presente estudio se utiliza el microcontrolador contenido en la placa Arduino, el cual, a través de un código de programación en C++, lee la señal analógica proveniente de la etapa de rectificado, obtiene el promedio móvil de la señal (eliminación de lecturas atípicas que generan movimientos involuntarios), realiza el filtrado digital y compara con valores límites para tomar la decisión de enviar la señal digital que permita accionar o no el servomotor (actuador).

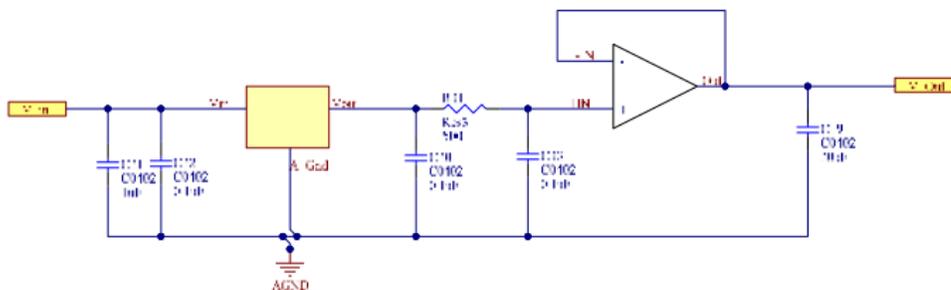
Estudios como:

- El estudio “EMG control of a 3D printed myo electric prosthetic hand”, realizado por Farooq U., Ghani U., Usama S. A., Neelum Y. S., en el año 2019, determinó cuales son los actuadores y sensores necesarios para que la prótesis sea activada con señales EMG.
- El estudio “Human hand anatomy-based prosthetic hand”, realizado por Dunai L., Novak M., Espert C., en el año 2021, determinó cuales son los actuadores y sensores necesarios para que la prótesis sea activada con señales EMG.

Fuentes. Proaño (2019), recomienda optar por ocupar LDOs con tensiones fijas de salida con reguladores lineales ADP7118, en sus versiones de tensión fija a 5V y 3.3V como se aprecia en la Figura 79.

Figura 79*Fuente de alimentación*

Fuentes de referencia. Proaño (2019), recomienda que para las fuentes de referencia se emplee un capacitor de Bulk como capacitor de desacople, un filtro paso bajo y un seguidor de tensión, con un capacitor de desacople. El LDO utilizado es un ADR4540 y el Op-Amp es un ADA484, tal como se indica en el esquema de la Figura 80.

Figura 80*Fuente estable de referencia*

El filtro tiene una frecuencia de corte:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 500 * (0.1 * 10^{-6})} = 3.18 \text{ Hz} \quad (43)$$

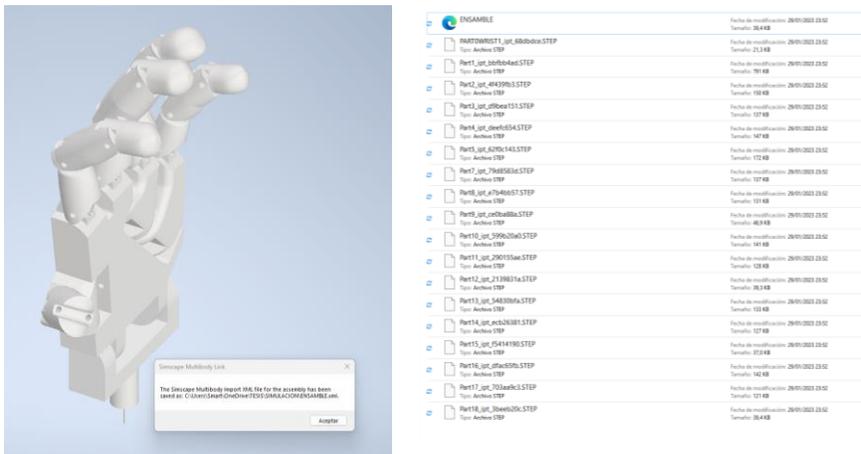
Simulación Estados de la Mano

Para la simulación de estados de la mano se emplea el software SIMSCAPE MULTIBODY de MathWorks, dado que permite importar el modelo directamente de Inventor y crear las juntas de revolución acorde a los “CONSTRAINS” empleados en el ensamble.

El primer paso es generar el ensamble del mecanismo con las juntas de revolución apropiadas, para luego ser exportado en archivos STEP y *.xml Mediante el Add-in de Inventor como se muestra en la Figura 81.

Figura 81

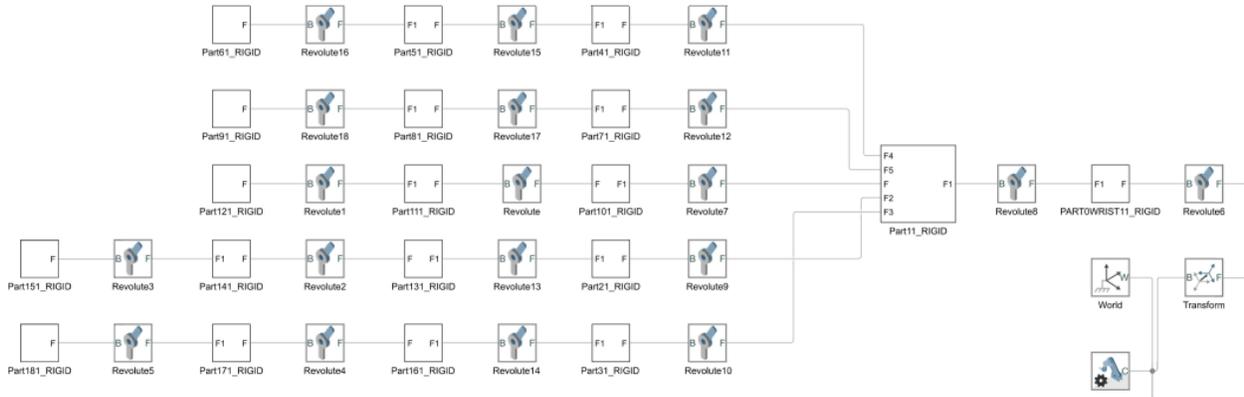
Generación de modelo SIMSCAPE MULTIBODY



Mediante el uso del software Matlab y mediante el comando smimport ('nombrearchivo.xml') generamos los bloques en SIMSCAPE MULTIBODY como se muestra en la Figura 82.

Figura 82

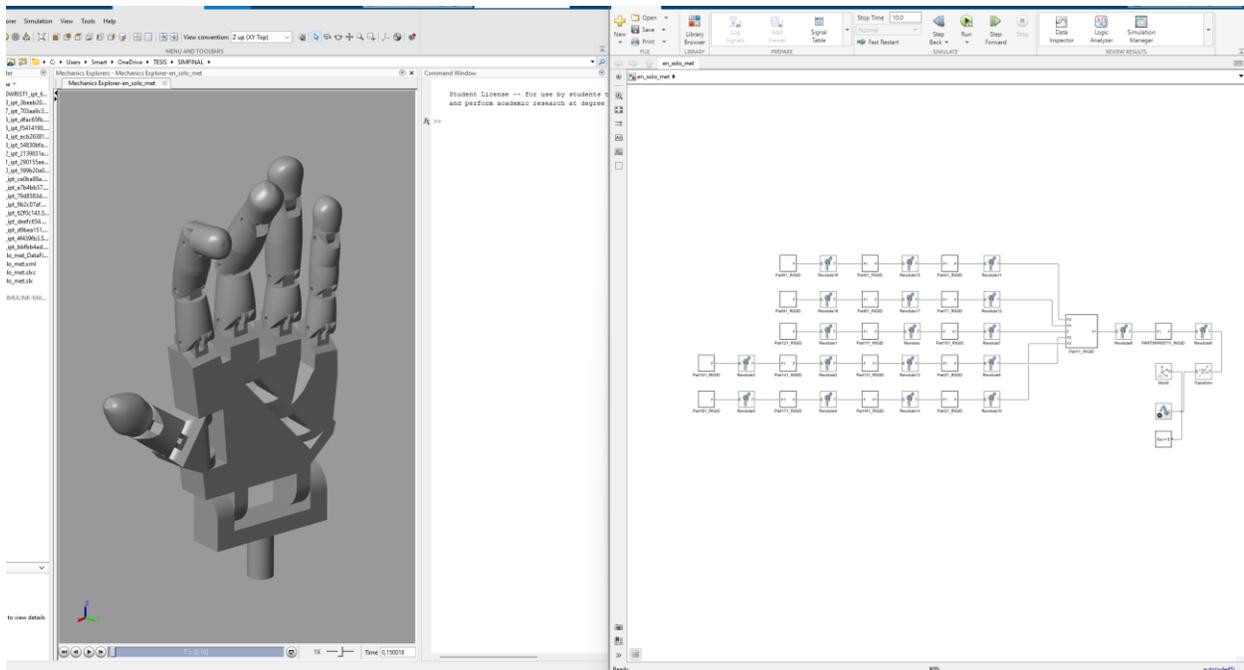
Mecanismos de 18 GDL mano robótica SIMULINK



Al correr la simulación se generan los sólidos en el software tal como se muestra en la figura

Figura 83

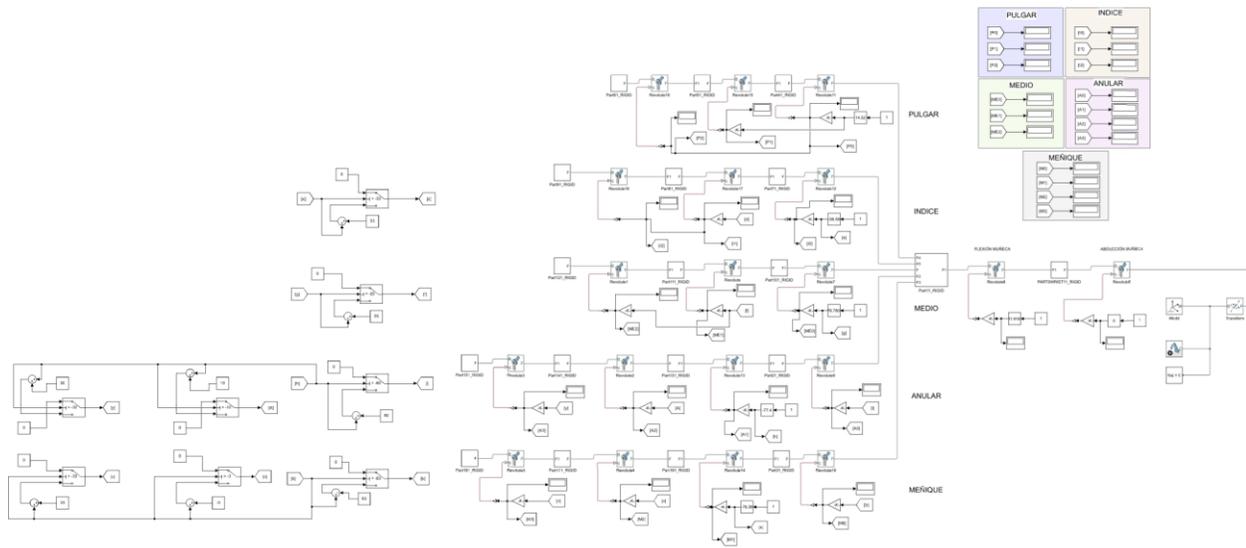
Simulación Mano robótica 18 GDL



En base a las ecuaciones de posición de cada cadena cinemática de las Tablas 19, 20, 21, 22 y 23 se generan los bloques de control de posicionamiento que permitirán parametrizar los movimientos de la mano, los bloques de control se muestran en la Figura 84.

Figura 84

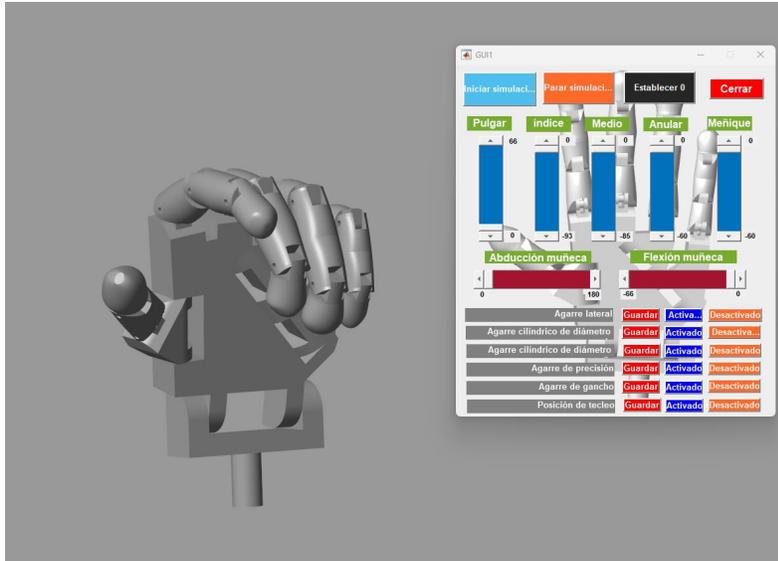
Bloques de control mano robótica SIMSCAPE MULTIBODY.



Mediante la aplicación que se muestra en la Figura 85 generamos un control que permite al usuario configurar hasta 5 estados de acuerdo a su requerimiento y que son grabados en la memoria del Arduino para ser accionados mediante el sensor Myoware Sen-13723, para revisar la programación del GUI de MATLAB revisar el Anexo C.

Figura 85

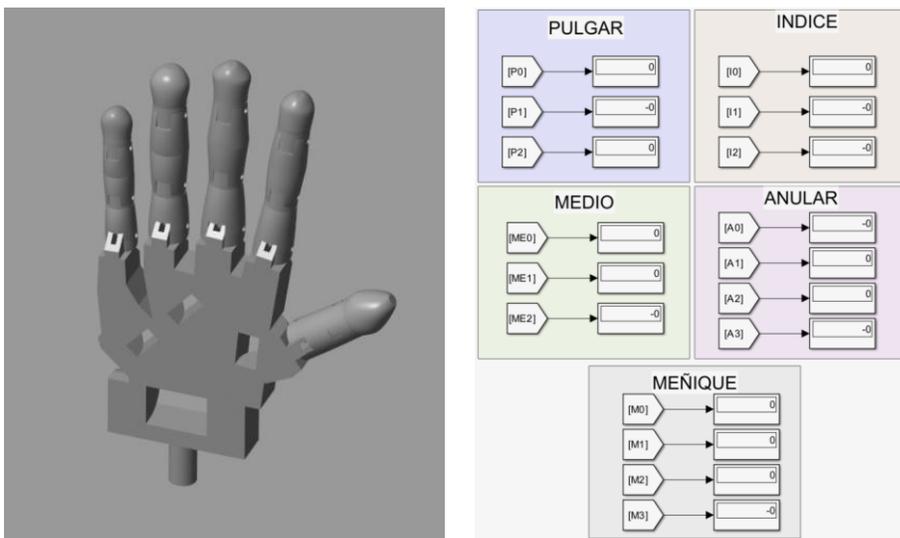
Interfaz Simulink prótesis mano.



En la Figura 86 se muestra la posición de reposo de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 86

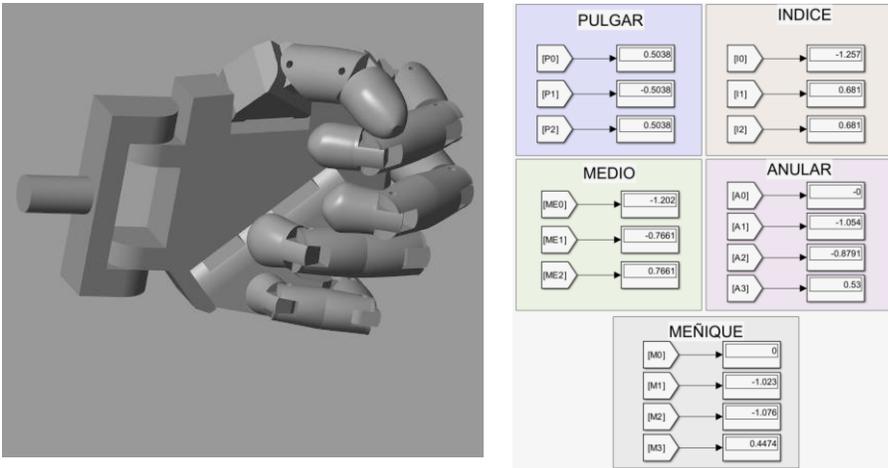
Posición de reposo mano protésica



En la Figura 87 se muestra la posición de agarre lateral de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 87

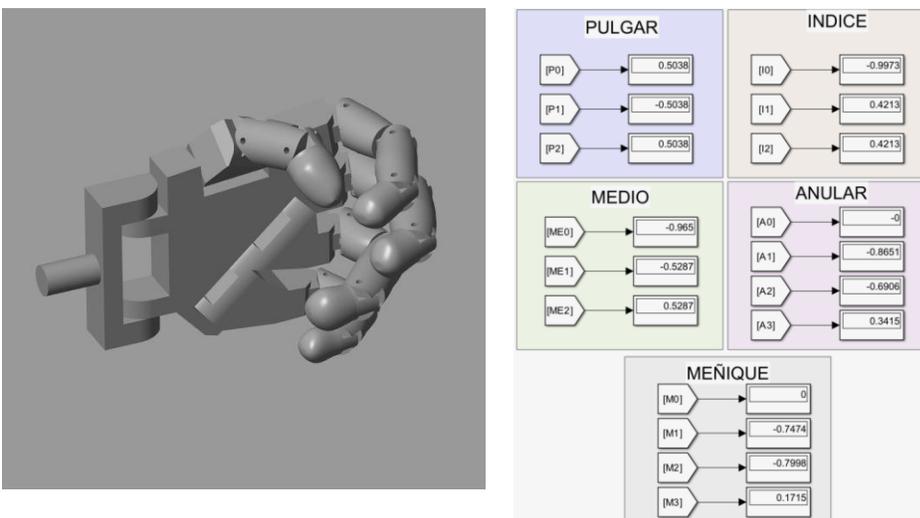
Posición de agarre lateral mano protésica



En la Figura 88 se muestra la posición de agarre cilíndrico expandido de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 88

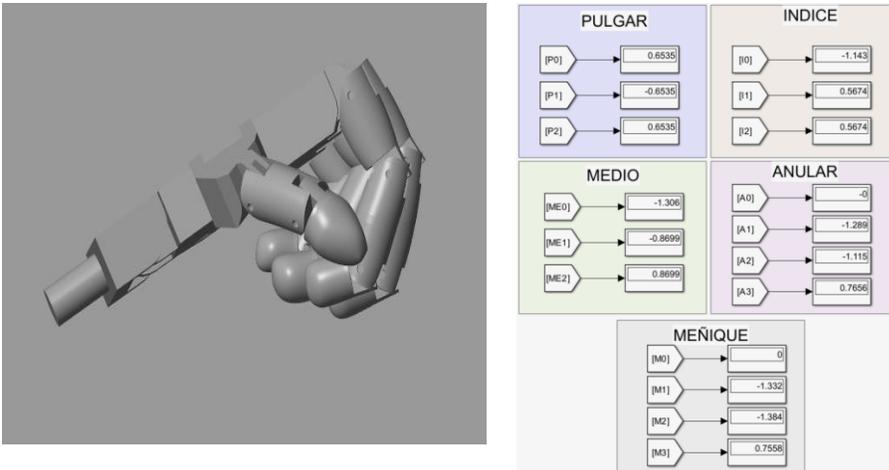
Posición de agarre cilíndrico expandido mano protésica.



En la Figura 89 se muestra la posición de agarre cilíndrico cerrado de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 89

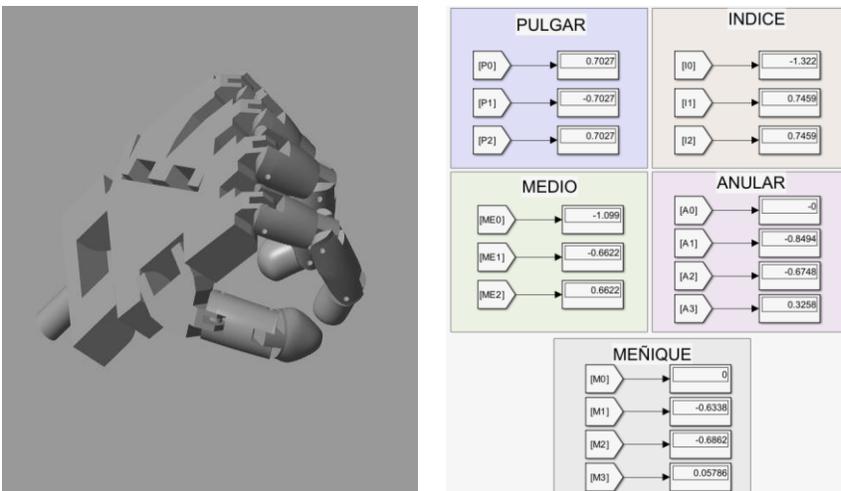
Posición de agarre cilíndrico cerrado mano protésica.



En la Figura 90 se muestra la posición de agarre de precisión de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 90

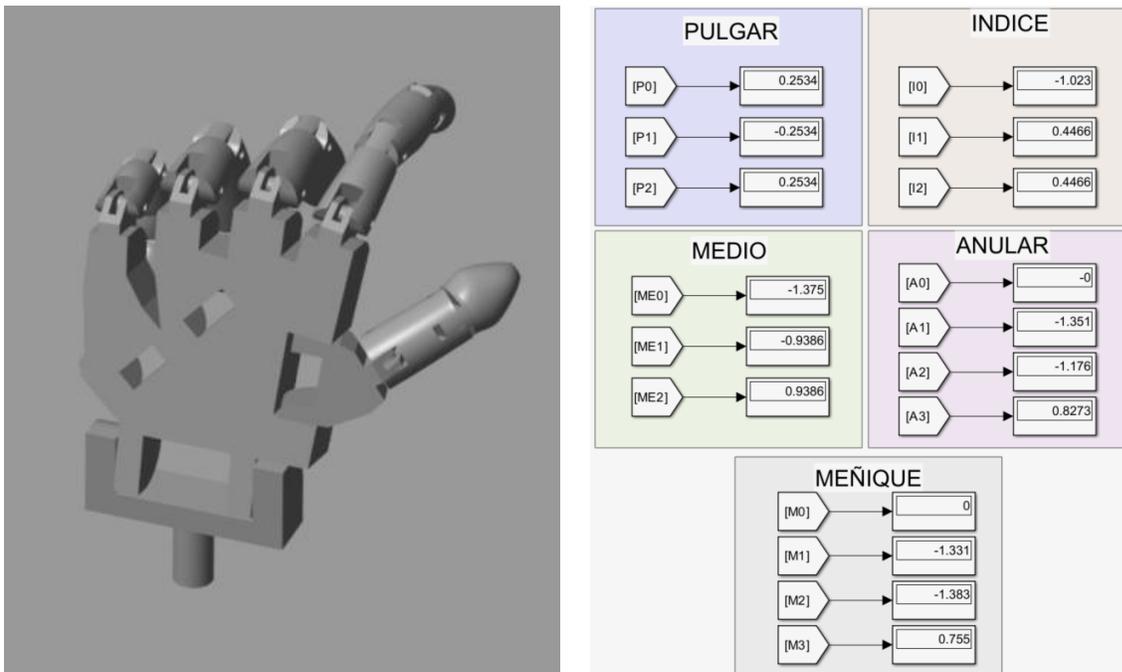
Posición de agarre de precisión mano protésica.



En la Figura 91 se muestra la posición de agarre de teclado de la mano protésica con sus respectivos ángulos.

Figura 91

Posición de agarre de teclado mano protésica.

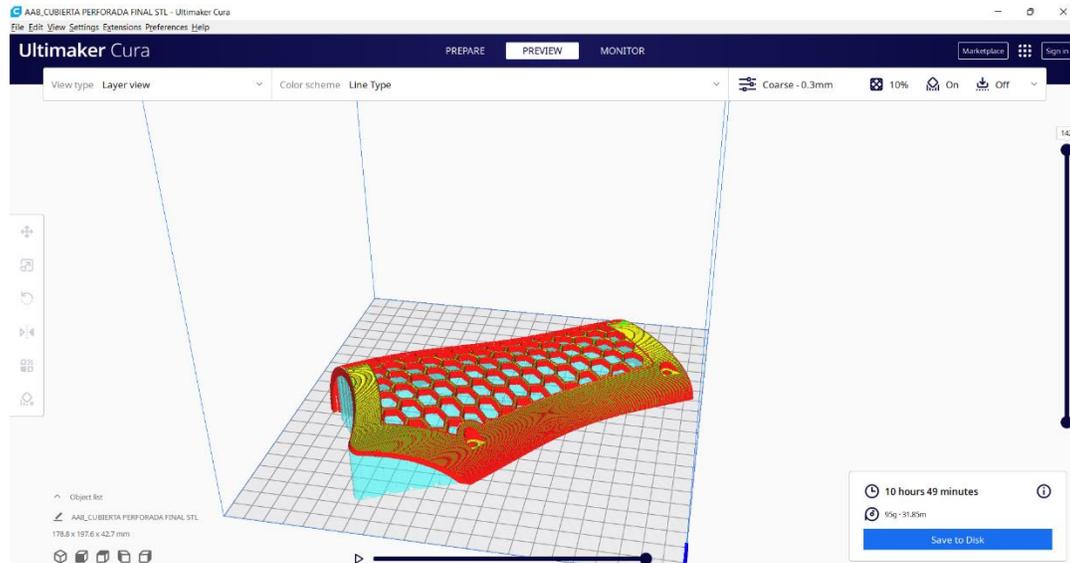


Construcción.

La construcción del diseño del elemento protésico procesos de manufactura aditivos en impresión 3D, programación del sistema de control, entre otros, todos los archivos deben ser exportados en formato *.STL, el software es ULTIMAKER CURA que es compatible con la impresora ENDER 6.

Figura 92

Proceso de Manufactura impresión 3D FDM.

**Análisis económico**

Como parte de los objetivos del presente trabajo es del obtener un sistema protético económico, funcional y ergonómico, los gastos de diseño y construcción compuestos en la ejecución del proyecto fueron comparados con distintos materiales y equipos, con el fin de obtener costes reales de manufactura y evaluar según el presupuesto de ingresos de una persona con discapacidad de este tipo para ver si el diseño propuesto cumple con la necesidad planteada, en las tabla 38, 39 y 40 se muestra el detalle de costos a ser tomados en cuenta usando distintos materiales de impresión.

Tabla 38

Costos de manufactura prótesis PLA

Nº	Detalle	Cant	Vunitario	Cant hrs
1	Alquiler Scanner 3D	1	200/hr	1
2	Software Fusion 360	1	200/año	3
3	Tripode	1	30	N/A

4	Escaneo 3D de mano y muñon	2	20	N/A
5	Impresión 3D PLA	1	120	N/A
6	Diseño elementos	1	180	N/A
7	Programacion arduino	1	120	N/A
		Total	870	

Tabla 39*Costos de manufactura prótesis ABS*

Nº	Detalle	Cant	Vunitario	Cant hrs
1	Alquiler Scanner 3D	1	200/hr	1
2	Software Fusion 360	1	200/año	3
3	trípode	1	30	N/A
4	Escaneo 3D de mano y muñon	2	20	N/A
5	Impresión 3D ABS	1	130	N/A
6	Diseño elementos	1	180	N/A
7	programación arduino	1	120	N/A
		Total	880	

Tabla 40*Costos de manufactura prótesis RESINA*

Nº	Detalle	Cant	Vunitario	Cant hrs
1	Alquiler Scanner 3D	1	200/hr	1
2	Software Fusion 360	1	200/año	3
3	trípode	1	30	N/A
4	Escaneo 3D de mano y muñon	2	20	N/A
5	Impresión 3D resina	1	160	N/A
6	Diseño elementos	1	180	N/A
7	programación arduino	1	120	N/A
		Total	910	

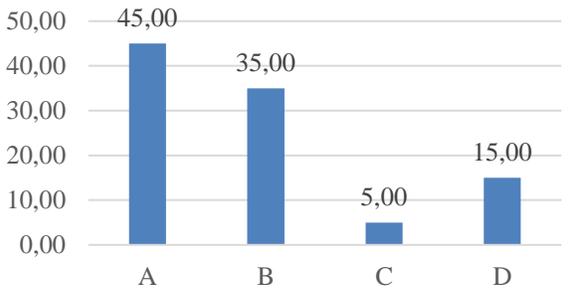
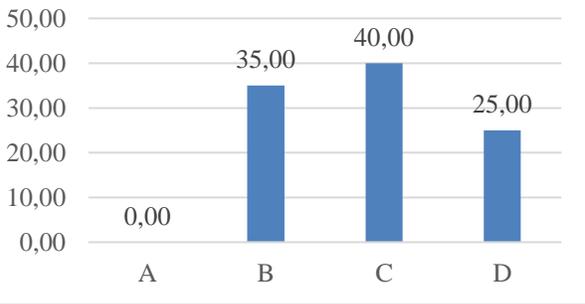
Resultados.

Resultados encuestas requerimientos de diseño.

La encuesta realizada se encuentra en el Anexo B los resultados de cada pregunta permitieron determinar los rangos del precio y el tipo de producto que el consumidor busca en esta clase de productos, la encuesta fue realiza a 20 personas cuyos resultados se muestra en la Figura 93.

Figura 93

Resultados de encuestas.

PREGUNTA	RESULTADOS DE ENCUESTA										
<p>1. ¿Cuál de las siguientes características de una prótesis de mano y antebrazo considera más importante?</p> <p>a) El Costo b) Material c) Diseño d) Funcionabilidad e) Peso</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 1</p>  <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Resultado</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>45,00</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>35,00</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>5,00</td> </tr> <tr> <td>D</td> <td>15,00</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Resultado	A	45,00	B	35,00	C	5,00	D	15,00
Categoría	Resultado										
A	45,00										
B	35,00										
C	5,00										
D	15,00										
<p>2. ¿Cada de que tiempo cambia usted de prótesis de mano y antebrazo?</p> <p>a) Cada año b) Cada dos años c) Cada cinco años d) Nunca</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 2</p>  <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Resultado</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>0,00</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>35,00</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>40,00</td> </tr> <tr> <td>D</td> <td>25,00</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Resultado	A	0,00	B	35,00	C	40,00	D	25,00
Categoría	Resultado										
A	0,00										
B	35,00										
C	40,00										
D	25,00										

<p>3. ¿A qué edad empezó a usar una prótesis de mano y antebrazo?</p> <p>a) De 1 a 10 años b) De 10 a 20 años c) De 20 a 30 años d) De 30 a 40 años</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 3</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Porcentaje</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>20,00</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>45,00</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>30,00</td> </tr> <tr> <td>D</td> <td>5,00</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Porcentaje	A	20,00	B	45,00	C	30,00	D	5,00
Categoría	Porcentaje										
A	20,00										
B	45,00										
C	30,00										
D	5,00										
<p>4. ¿Cuáles son los beneficios que brinda una prótesis de mano y antebrazo?</p> <p>a) Permite la realización de los movimientos bilaterales b) Realizar una gran cantidad de movimientos realizar pinzas y agarres de precisión c) Realizar actividades cotidianas mediante la manipulación de objetos</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 4</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Porcentaje</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>11,76</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>29,41</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>23,53</td> </tr> <tr> <td>D</td> <td>35,29</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Porcentaje	A	11,76	B	29,41	C	23,53	D	35,29
Categoría	Porcentaje										
A	11,76										
B	29,41										
C	23,53										
D	35,29										
<p>5. ¿Considera usted que una prótesis de mano y antebrazo es asequible en la actualidad?</p> <p>a) Si b) No c) Desconoce</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 5</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Porcentaje</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>23,81</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>47,62</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>28,57</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Porcentaje	A	23,81	B	47,62	C	28,57		
Categoría	Porcentaje										
A	23,81										
B	47,62										
C	28,57										
<p>6. ¿Cuánto está dispuesto a pagar por una prótesis de mano y antebrazo con más de 10 GDL?</p> <p>a) 0 a \$500 b) De \$500 a \$1000 c) De \$1000 a \$2000 d) De \$2000 a \$6000</p>	<p style="text-align: center;">PREGUNTA 6</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Categoría</th> <th>Porcentaje</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>33,33</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>38,89</td> </tr> <tr> <td>C</td> <td>27,78</td> </tr> <tr> <td>D</td> <td>0,00</td> </tr> </tbody> </table>	Categoría	Porcentaje	A	33,33	B	38,89	C	27,78	D	0,00
Categoría	Porcentaje										
A	33,33										
B	38,89										
C	27,78										
D	0,00										

Como se puede evidenciar la mayoría de usuarios que hacen uso de una prótesis de mano y antebrazo, tienen están más interesados en el costo sobre otras características, de la pregunta 2 se desprenden 2 criterios, el primero que indica que las prótesis de uso actual son tan robustas que no necesitan cambios recurrentes, o que por el costo de la misma esta sea empleada hasta el daño presentado sea irreparable, así mismo de la variedad de prótesis en el mercado, son pocas las opciones que permiten realizar una gran cantidad de movimientos.

Finalmente, de los usuarios encuestados, solo un 27% estaría dispuesto a adquirir una prótesis por sobre el precio de 1000 USD, lo que establece el rango del precio de los usuarios a nivel nacional y el enfoque que debe tener el presente estudio.

Resultados propiedades mecánicas PLA

Diseño del experimento

El presente diseño de experimento es uni factorial y se determina con la formula descrita en la ecuación (44)

$$\text{Numero de tratamientos} = n^k \quad (44)$$

En la Tabla 41 se muestran los factores y niveles seleccionados para el experimento

Tabla 41

Factores y niveles experimento impresión PLA

Factores	Niveles
Material	2 (PLA, ABS)
% Relleno	3 (30%, 50%, 70%)

El número de tratamientos que se deben realizar para este experimento se obtiene en la ecuación (45)

$$\text{Numero de tratamientos} = 2^1 * 3^1 = 6 \quad (45)$$

El total de combinaciones para PLA es 3 probetas con 30%, 50% y 70%

Los Ensayos de tracción se realizarán según Norma ASTM D638-14 para plásticos rígidos en los laboratorios de Mecánica de Materiales de la Universidad Internacional SEK, en la máquina de ensayos de materiales. En la Tabla 42 se muestran los resultados obtenidos de los ensayos tracción de las probetas de PLA.

Tabla 42

Resultados Ensayos de tracción PLA-ASTMD 638

Probeta Nro	FM(KN)	FeL (KN)	Promedio FM (KN)	Promedio FeL (KN)
30% de Relleno				
TR1PLA-30	0,32	0,15	0,34	0,15
TR2PLA -30	0,35	0,17		
TR3PLA -30	0,35	0,15		
TR4 PLA -30	0,34	0,13		
50% de Relleno				
TR1PLA -50	0,78	0,25	0,76	0,27
TR2PLA -50	0,73	0,28		
TR3PLA -50	0,75	0,28		
TR4PLA -50	0,78	0,26		
70% de Relleno				
TR1PLA -70	0,96	0,68	0,96	0,53
TR2PLA -70	0,98	0,45		
TR3PLA -70	0,96	0,54		
TR4PLA -70	0,93	0,45		

Nota. FM= fuerza límite de fluencia y FeL= Fuerza límite elástico.

Con la ecuación (46) se determina el esfuerzo máximo en las probetas.

$$\sigma_{FM} = \frac{FM}{A} \quad (46)$$

El área de sección de la probeta se determina de la ecuación (47)

$$A = W * T \quad (47)$$

Los valores de W= 6 mm y T=3.6 mm se sacan de los valores para el espécimen 4 de la Figura 37

Reemplazando los valores de W y T en ecuación (47) tenemos que

$$A = W * T = 6 * 3,6 = 21,6 \text{ mm}^2 \quad (48)$$

En la Tabla 43 se muestran los resultados de los esfuerzos máximos y de fluencia para las probetas y su % de relleno.

Tabla 43

Esfuerzos máximos de tracción y límite de fluencia PLA.

% Relleno Probeta	σ_m (MPa)	σ_{FeL} (MPa)
30	6,9	6,9
50	12,5	12,5
70	24,5	24,5

Resultados propiedades mecánicas ABS

Se emplean los mismos porcentajes de la Tabla 9 para la fabricación de probetas ABS.

En la Tabla 44 se muestran los resultados de los ensayos de tracción

Tabla 44*Resultados Ensayos de tracción ABS-ASTMD 638*

Probeta Nro	FM(KN)	FeL (KN)	Promedio FM (KN)	Promedio FeL (KN)
30% de Relleno				
TR1ABS-30	0,43	0,17		
TR2ABS -30	0,45	0,21	0,45	0,19
TR3ABS -30	0,46	0,17		
TR4ABS -30	0,45	0,21		
50% de Relleno				
TR1ABS -50	0,89	0,27		
TR2ABS -50	0,83	0,32	0,76	0,31
TR3ABS -50	0,86	0,30		
TR4ABS -50	0,89	0,34		
70% de Relleno				
TR1ABS -70	1,07	0,70		
TR2ABS -70	1,08	0,49	1,07	0,57
TR3ABS -70	1,07	0,56		
TR4ABS -70	1,04	0,53		

En la Tabla 45 se muestran los resultados de los esfuerzos máximos y de fluencia para las probetas y su % de relleno.

Tabla 45*Esfuerzos máximos de tracción y límite de fluencia ABS.*

% Relleno Probeta	σ_m (MPa)	σ_{FeL} (MPa)
30	20,74	8,80
50	40,18	14,24
70	49,33	26,4

Resultados análisis FEM Hyperworks.

Diseño del experimento

El presente diseño de experimento es uni factorial y se determina con la formula descrita en la ecuación (49)

$$\text{Numero de tratamientos} = 2^n \quad (49)$$

En la Tabla 46 se muestran los factores y niveles seleccionados para el experimento

Tabla 46

Factores y niveles experimento para validación Analisis FEM

Factores	Niveles
Tipo de malla	2 (Triangular, Cuadrado)
Tamaño de malla	3 (Tamaño 3, Tamaño 5, Tamaño 7)

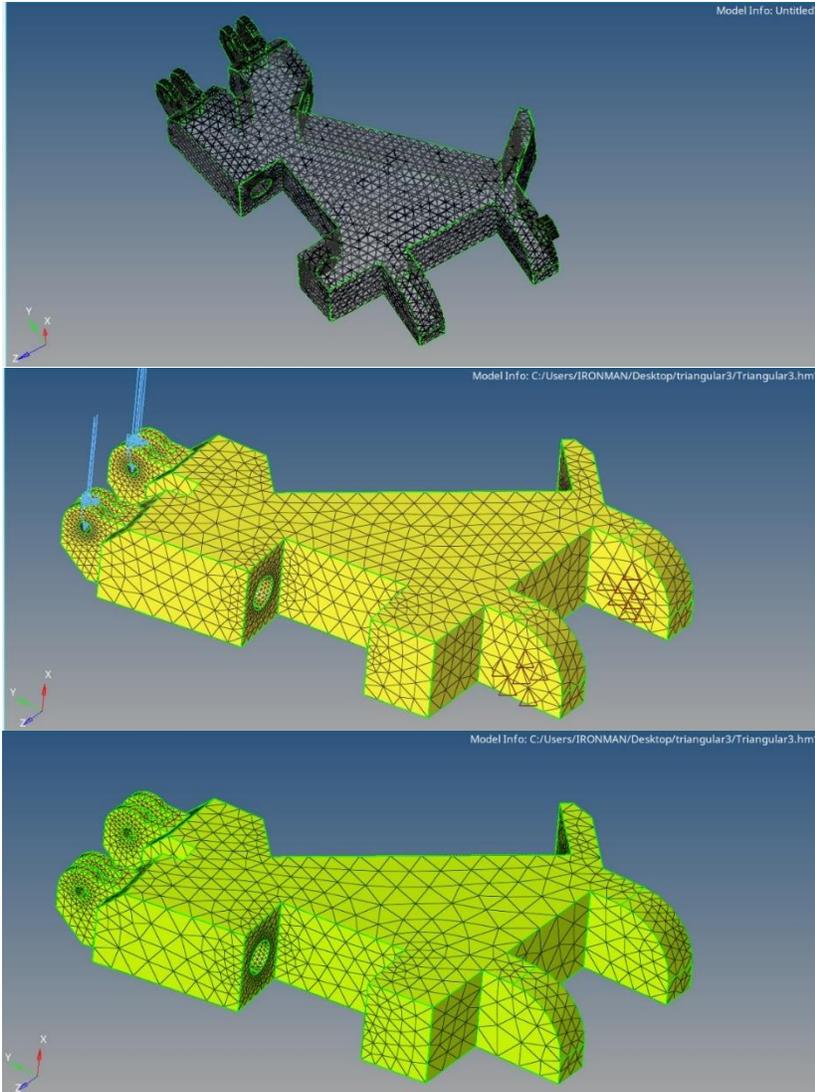
El número de tratamientos que se deben realizar para este experimento se obtiene en la ecuación (45)

$$\text{Numero de tratamientos} = 2^1 * 3^1 = 6 \quad (50)$$

Mediante el uso del software Hyperworks realizamos la configuración de mallado del modelo del carpo de la mano como se muestra en la Figura 94

Figura 94

Configuración FEM mallado triangular.



Tipo de malla: Triangular
Tamaño de malla: 3
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

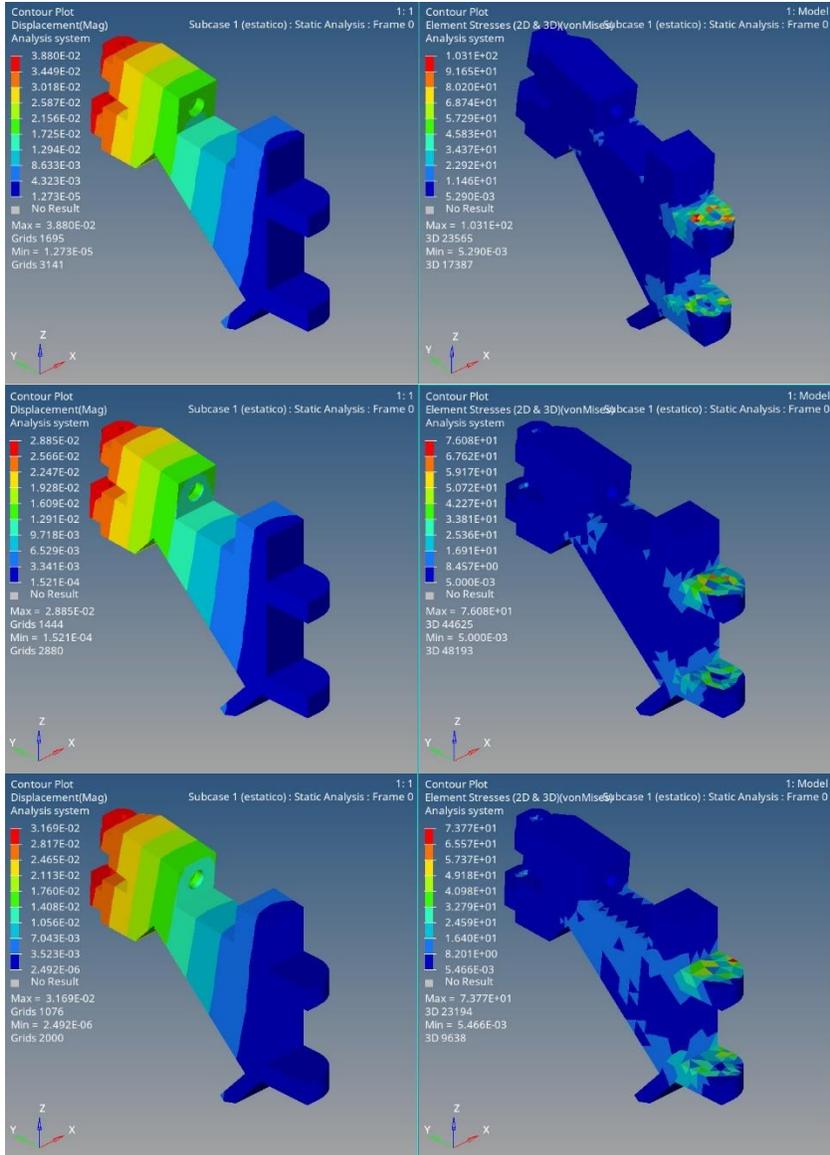
Tipo de malla: Triangular
Tamaño de malla: 5
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

Tipo de malla: Triangular
Tamaño de malla: 7
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

Los resultados del análisis del mallado triangular se muestran en la Figura 95.

Figura 95

Resultados Análisis FEM mallado Triangular.



Desplazamiento máximo: 3,88 E-02
Esfuerzo Von Misses: 1,031E+02

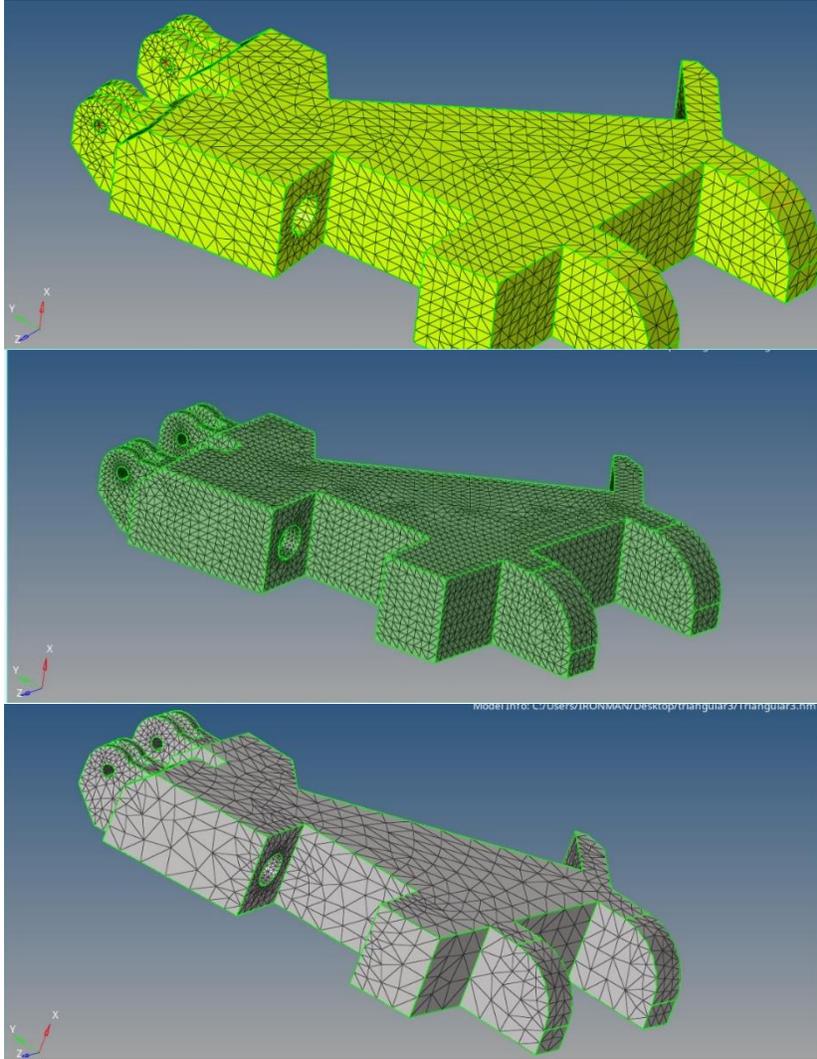
Desplazamiento máximo: 2,885 E-02
Esfuerzo Von Misses: 7,608E+01

Desplazamiento máximo: 3,169 E-02
Esfuerzo Von Misses: 7,377E+01

Para contrastar los resultados realizamos el análisis con un tipo de malla cuadrada tal como se muestra en la Figura 96.

Figura 96

Configuración FEM mallado Cuadrado.



Tipo de malla: Cuadrado
Tamaño de malla: 3
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

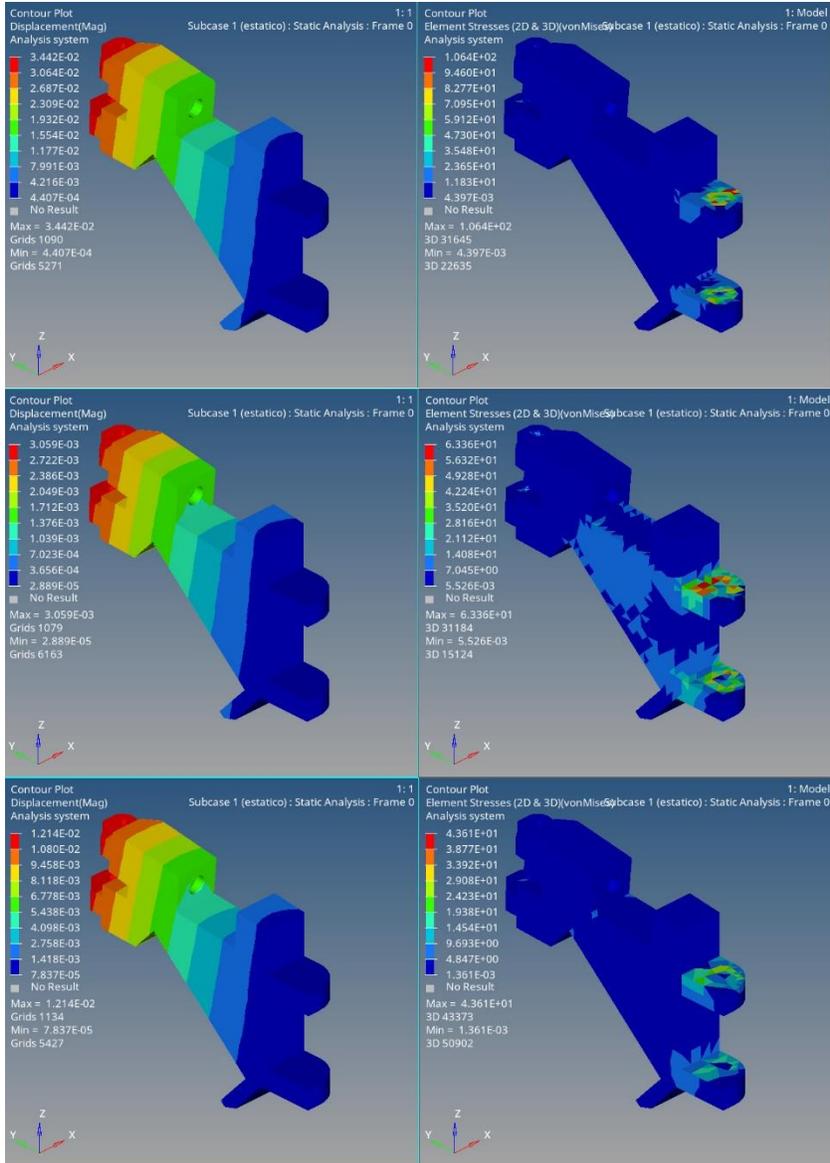
Tipo de malla: Cuadrado
Tamaño de malla: 5
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

Tipo de malla: Cuadrado
Tamaño de malla: 7
Cargas aplicadas: 6 kgf (58.83 N)

Visualmente podemos observar que el mallado cuadrado con un tamaño de malla 5 muestra un mallado uniforme tanto por la configuración triangular como cuadrado, los resultados del análisis del mallado cuadrado se muestran en la Figura 97 .

Figura 97

Resultados Análisis FEM mallado cuadrado.



Desplazamiento máximo: 3,442 E-02
Esfuerzo Von Mises: 1,064E+02

Desplazamiento máximo: 3,059 E-03
Esfuerzo Von Mises: 6,336E+01

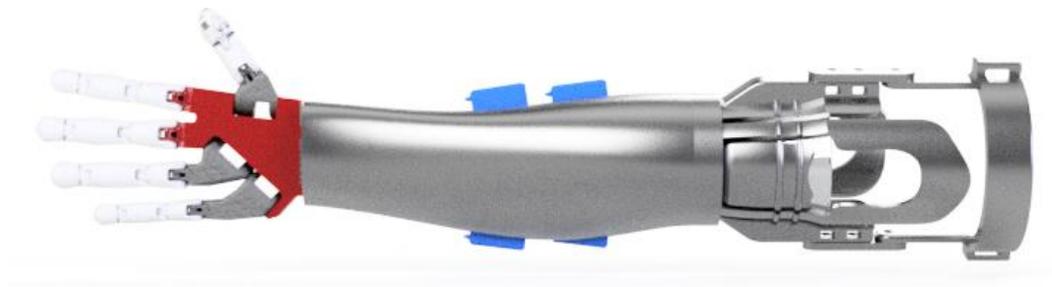
Desplazamiento máximo: 1,214 E-02
Esfuerzo Von Mises: 4,361E+01

Resultados Diseño Prototipo

El prototipo protésico basado en los resultados de los análisis de los elementos que lo componen se muestra en la Figura 98.

Figura 98

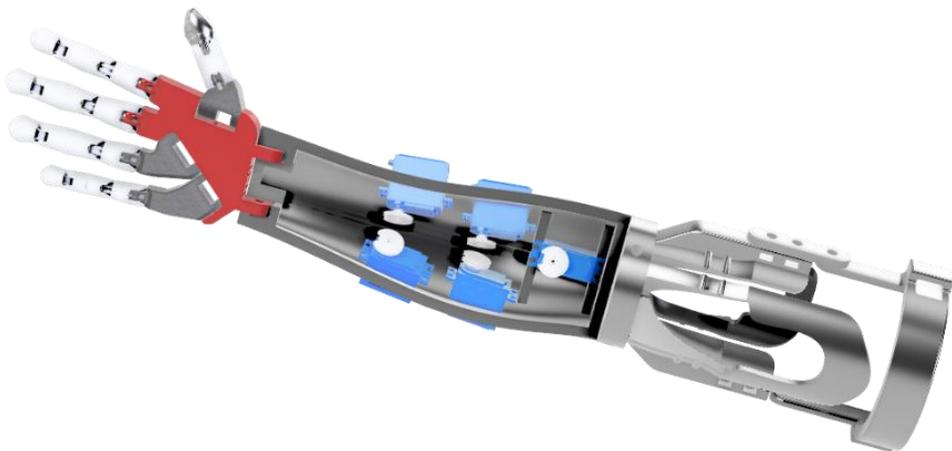
Prototipo prótesis de mano y antebrazo ergonómicamente diseñada a nivel conceptual



Internamente el prototipo es controlado por 5 servomotores Servo Futaba S3003 con un total de 4.1 kg/cm por cada servomotor tal como se indica en la

Figura 99

Ubicación interna servomotores prototipo prótesis de mano y antebrazo.



El acople ajustable diseñado es ajustable se muestra en la Figura 100.

Figura 100

Prototipo acople ajustable.



La principal característica del acople es que permite ser ajustado para mejorar el soporte de todo el prototipo al brazo del usuario, al integrarse correas de ajuste evita el desplazamiento axial y mejora el confort del usuario.

Discusión de los resultados

Los análisis de las encuestas establecieron el objetivo del mercado, por un lado, está claro que la condición principal para un usuario de este tipo de prótesis es el costo de la misma, y tan solo el 38.89% de la población estaría dispuesta a pagar hasta un máximo de 1000 usd por una prótesis robótica.

Los grados de libertad del prototipo se determinaron por las juntas que componen principalmente la mano, que permite varias configuraciones según los requerimientos del usuario, en este punto es importante aclarar que se ha generado un modelo de negocio, dado que si bien el usuario puede realizar la manufactura de los componentes mediante impresión FDM, la configuración y programación de los movimientos debe ser realizada por la institución que brinde el servicio, lo cual coincide con el modelo de negocio que varias empresas dedicadas a la fabricación de este tipo de prótesis, lo que se ha logrado es mantener el coste de manufactura inferior a 1000 usd.

De los resultados de diseño, podemos observar que el prototipo propuesto es anatómicamente similar al miembro amputado y al ser ajustable permite al usuario mejorar las condiciones de uso y confort, el principal reto de trabajar con geometrías biológicas es establecer correctamente puntos de referencia para ubicar los componentes de control del elemento protésico, el peso resultante del prototipo es de 6 kg, este peso presenta una reducción de 1 kg con respecto a la prótesis antes empleada del usuario, esta reducción incide en la comodidad que percibe el usuario.

El análisis FEM realizado a cada componente fue esencial para lograr que el prototipo propuesto cumpla con los objetivos planteados, por un lado, se mantuvo una restricción de peso tal cual que el diseño propuesto no supere a la prótesis anterior del usuario cuyo peso era de 7kg, inicialmente el prototipo base tenía elementos simples que fueron modificados según los resultados obtenidos de cada análisis FEM, apuntando siempre que la prótesis mantenga ese componente anatómicamente similar al de la mano humana, el mayor desafío era mallar correctamente los elementos con varias curvaturas, sin embargo el software Hyperwroks 2021,

prestaba las utilidades y condiciones para lograr este tipo de mallado, en varias ocasiones no se pudo generar la malla en el sólido debido a interferencias internas de superficies en el sólido creado, para corregir este problema se tuvo que realizar un análisis de sección y de interferencia entre los elementos que componen el prototipo, sobre todo cuando se realiza una extrusión o corte entre sólidos.

Conclusiones.

- El diseño conceptual propuesto inicialmente tenía como objetivo ser anatómicamente idéntico al miembro amputado del usuario, sin embargo, dadas las condiciones de uso, y características del material seleccionado (PLA), fueron necesarias varias modificaciones en el diseño, por cuanto al aplicar las cargas de diseño (8kgf y 6kgf), existían deformaciones superiores a los 2mm, esto radica porque anatómicamente la mano y antebrazo van soportadas por una estructura ósea reforzada con músculos, tendones y dermis que distribuyen las cargas uniformemente, mientras que en la prótesis la carga es soportada directamente por la junta de acople entre partes del sistema y en algunos casos esta se concentra en nodos concentradores de esfuerzo, por lo que fue necesario ampliar el diámetro de las juntas de acople para soportar las cargas.
- Como resultado del presente trabajo de investigación se concluye que se puede desarrollar prótesis de mano y antebrazo complejas con materiales económicos y accesibles en el mercado nacional, en particular la prótesis diseñada tiene 18 GDL y permite varias configuraciones de movimientos básicos de la mano.
- El modelado del encaje y el antebrazo dependerá de los tratamientos de la malla, es preferible usar el software Re8Cap Photo para transformar las mallas triangulares del

scanner GO SCAN 3D en mallas cuadradas y convertir a un sólido t-Spline, esto permitirá trabajar mejor con modelamiento de superficies.

- Al trabajar con elementos orgánicos es mejor emplear el software en FUSION 360 para generar los sólidos y exportar a INVENTOR para generar el ensamble, ya que es necesario usar los Add-ins de MATLAB en INVENTOR.
- El diseño de la estructura de soporte de las falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique soportan una carga elevada de 8kgfs
- La mano diseñada cumple con los requisitos del usuario final en precio, peso y funcionalidad.
- Si bien el diseño indica que es un elemento sólido al momento de realizar la impresión 3D es necesario reducir el tamaño y tipo de malla, del proceso experimental se tiene que para que la prótesis sea completamente funcional es necesario una impresión de 70% lo que implica un mayor tiempo de impresión sin incrementar costos.
- El software FEM resulta ser una herramienta muy importante en la fase de análisis, ya que permite validar el diseño propuesto con varias consideraciones de carga.
- Si bien la prótesis puede ser fabricada por cualquier persona que tenga acceso a una impresora 3D, la configuración de los estados según el requerimiento del usuario debe ser realizada por el diseñador, lo que genera un posible modelo de negocio, en el que se brinde servicio de mantenimiento y configuración.

Recomendaciones.

- Se recomienda realizar una investigación de desarrollo de prótesis mediante impresión 3D con filamentos compuestos de fibra de carbono para lograr obtener prototipos más resistentes.
- Se recomienda realizar una investigación de impactos con distinto tipo de técnicas de impresión 3D por FDM con diferente tipo de mallado.
- Se recomienda realizar un análisis de flujo de potencia en el circuito para determinar la mejor configuración de consumo energético en el sistema de control.
- Se recomienda que previo la selección de materiales se realice un estudio de calidad de varios proveedores a nivel nacional.
- Se recomienda que se realice una investigación para el desarrollo de prótesis a base de plástico reciclado.
- Se recomienda se realice una investigación para el desarrollo de una aplicación remota o en la nube que permita al usuario configurar de manera más simple los estados de la prótesis.
- Se recomienda previo el mallado en Hyperworks, revisar mediante corte de sección e interferencia los elementos, puesto que el software detectará este error y no permitirá generar la malla.

Referencias bibliográficas.

- ASTM D638-14. (2016). ASTM D638-14, Standard Practice for Preparation of Metallographic Specimens. *ASTM International*, 82(C), 1–15. <https://doi.org/10.1520/D0638-14.1>
- Benavides, Á., & Gómez, J. (2018). *Robot retratista basado en el manipulador UR3* [Universidad Cooperativa De Colombia]. <https://repository.ucc.edu.co/handle/20.500.12494/6196>
- Biddiss, E., Beaton, D., & Chau, T. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2(6), 346–357. <https://doi.org/10.1080/17483100701714733>
- Brito, Joffre, Quinde, M., & Cuzco, J. (2013). *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha* [UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA]. <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/13709>
- Brito, Jofre, Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*, 9, 57–64. <https://doi.org/10.17163/ings.n9.2013.08>
- Calderón, J. (2018). *Diseño e implementación de sistema para detección de señales electromiográficas* [Universidad de Talca]. <http://dspace.utalca.cl/bitstream/1950/12299/3/tutcur-20180011.pdf>
- Contreras, D., Ramírez-García, A., Gallegos, F., Bazán, I., Contreras, D., Luis, A., Erro S/N, E., Profesional, U., Mateos, A. L., Madero, G. A., & 07738, C. P. (2015). Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo. *REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, 36(1), 77–92.
- Cuellar, J. S., Plettenburg, D., Zadpoor, A. A., Breedveld, P., & Smit, G. (2021). Design of a 3D-printed hand prosthesis featuring articulated bio-inspired fingers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 235(3), 336–345. <https://doi.org/10.1177/0954411920980889>
- Díaz Montes, J. C., & Dorador González, J. M. (2009). Mecanismos De Transmisión Y Actuadores Utilizados En Prótesis De Mano. *Memorias Del XV Congreso Internacional Anual de La SOMIM*, 335–345.
- Dunai, L., Novak, M., & García, C. (2021). Human hand anatomy-based prosthetic hand. *Sensors (Switzerland)*, 21(1), 1–15. <https://doi.org/10.3390/s21010137>
- Farah, S., Anderson, D. G., & Langer, R. (2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 367–392. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>
- Farooq, U., Ghani, U., Usama, S. A., & Neelum, Y. S. (2019). EMG control of a 3D printed myoelectric prosthetic hand. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 635(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/635/1/012022>

- Flores, J., & Alava, M. (2020). La pensión por discapacidad del MIES : Tipo y grado e inclusión laboral. *Espacios*, 41, 206–217.
<https://www.revistaespacios.com/a20v41n40/a20v41n40p16.pdf>
- Gao, Z., Tang, R., Huang, Q., & He, J. (2021). A multi-dof prosthetic hand finger joint controller for wearable semg sensors by nonlinear autoregressive exogenous model. *Sensors*, 21(8).
<https://doi.org/10.3390/s21082576>
- García, M. de J. (2003). *Introducción a Filtros Digitales* [Instituto Politécnico Nacional].
<http://tesis.ipn.mx/handle/123456789/683>
- Godiel, J. (2021). Aplicación de las herramientas CAE en la industria. *CITE ENERGÍA*, 7.
- Hernández, D. (2021). *Diseño y construcción de una prótesis de mano con agarre de potencia* [UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA].
<http://hdl.handle.net/20.500.12749/14025>
- Jarque-Bou, N. J., Sancho-Bru, J. L., & Vergara, M. (2021). A systematic review of EMG applications for the characterization of forearm and hand muscle activity during activities of daily living: Results, challenges, and open issues. *Sensors*, 21(9).
<https://doi.org/10.3390/s21093035>
- Kugelstadt, T. (2003). Active Filter Design Techniques. *Op Amps for Everyone*, 261–323.
<https://doi.org/10.1016/B978-075067701-1/50019-5>
- Linares-Enríquez, A., & Rosas-Acosta, D. (2019). Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior. *Revista de Ingeniería Biomédica y Biotecnología*, 3(10), 23–30.
<https://doi.org/10.35429/jbeb.2019.10.3.23.30>
- Lukyanenko, P., Dewald, H. A., Lambrecht, J., Kirsch, R. F., Tyler, D. J., & Williams, M. R. (2021). Stable, simultaneous and proportional 4-DoF prosthetic hand control via synergy-inspired linear interpolation: a case series. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00833-3>
- Mangia, J. (2022). *EXO-ESQUELETO POTENCIADOR DE FUERZA PARA LA MANO ANÁLISIS DE PATRONES FUNCIONALES E IMPRESIÓN 3D (FDM) DE UN PROTOTIPO EXO-ESQUELETO DE LA MANO. ENFOQUE EN LA REHABILITACIÓN DE AGARRE DE LA MANO* [ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL].
<http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/23176>
- Mohammad, Y. A. A. (2005). Anthropometric characteristics of the hand based on laterality and sex among Jordanian. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(8), 747–754.
<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.005>
- Mohammadi, A., Lavranos, J., Tan, Y., Choong, P., & Oetomo, D. (2020). A Paediatric 3D-Printed Soft Robotic Hand Prosthesis for Children with Upper Limb Loss. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2020-July*, 3310–3313. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176848>

- Monar, M., & Murillo, L. (2015). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN*. [UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE]. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/10191>
- Nickel, E., Barrons, K., Hand, B., Cataldo, A., & Hansen, A. (2020). Three-dimensional printing in prosthetics: Method for managing rapid limb volume change. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(5), 355–358. <https://doi.org/10.1177/0309364620934340>
- Pacheco, G. (2019). *ANÁLISIS DE TRACCIÓN DE PROBETAS IMPRESAS EN 3D MEDIANTE DEPOSICIÓN DE HILO FUNDIDO DE PLA, ABS Y PLA/MLO* [UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA]. <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/17123>
- Paskett, M. D., Brinton, M. R., Hansen, T. C., George, J. A., Davis, T. S., Duncan, C. C., & Clark, G. A. (2021). Activities of daily living with bionic arm improved by combination training and latching filter in prosthesis control comparison. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 1–18. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00839-x>
- Peko, I., Gjeldum, N., & Bilić, B. (2018). Application of AHP, fuzzy AHP and PROMETHEE method in solving additive manufacturing process selection problem. *Tehnicki Vjesnik*, 25(2), 453–461. <https://doi.org/10.17559/TV-20170124092906>
- Pérez, G., Ojeda, J., González, M., Gallegos, O., López, P., & Capilla, G. (2022). Uso de escaneo 3D y manufactura aditiva para el prototipado de ortesis. *Jóvenes En La Ciencia*, 16(Agosto), 1–11.
- Proaño, D. D. (2019). *SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE SUPERFICIE MULTICANAL PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR* [UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA]. <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/17636>
- Ramirez, A., & Rubiano, A. (2012). Modelamiento matemático de la cinemática directa e inversa de un robot manipulador de tres grados de libertad. *Ingeniería Solidaria*, 8. <https://repository.ucc.edu.co/handle/20.500.12494/9283>
- Ramírez, D., Ruiz, C., Nieto, M., Leuro, S., & Gómez, M. (2020). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología. *Morfología*, 12(1), 11–30.
- Rivas, P. A. (2017). *DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO, ACOPLABLE AL MUÑÓN, PARA JÓVENES CON MUTILACIONES TRAUMÁTICAS* [PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL ECUADOR SEDE AMBATO]. <https://repositorio.pucesa.edu.ec/handle/123456789/1926>
- Rodríguez, C. (2016). *Modelamiento y simulación del movimiento de la mano humana, empleando herramientas cae*.
- Romero, J. (2019). *ESTUDIO DEL EFECTO DE LOS PARÁMETROS DE IMPRESIÓN EN LAS PROPIEDADES GEOMÉTRICAS DE ENGRANAJES RECTOS FABRICADOS POR*

- MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)* [UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS].
<http://hdl.handle.net/11634/21785>
- Romero, J. M., & Pucha, I. R. (2020). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL BIOMECASTRÓNICA* [UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA]. <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/19348/1/UPS-CT008846.pdf>
- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano Surface EMG Signals Analysis and Its Applications in Hand Prosthesis Control*. 4(1).
- Saiga, K., Ullah, A. S., Kubo, A., & Tashi. (2021). A Sustainable Reverse Engineering Process. *Procedia CIRP*, 98(January), 517–522. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2021.01.144>
- Sópalo, J. I. (2019). *Diseño orientado a impresión 3d de mano protésica con articulaciones flexibles* [Universidad Politécnica de Madrid].
http://oa.upm.es/58339/1/TFM_JOSUE_ISRAEL_SOPALO_ROMERO_01.pdf
- Takeda, H., Tsujiuchi, N., Koizumi, T., Kan, H., Hirano, M., & Nakamura, Y. (2009). Development of prosthetic arm with pneumatic prosthetic hand and tendon-driven wrist. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 5048–5051. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333668>
- TIBAMBRE, J., SANCHEZ, J., & REINA, H. (2015). ELABORACIÓN DEL MANUAL DE USO DE SCANNER 3D PARA PROTOTIPO DEL LOGO DE LA UNIVERSIDAD COOPERATIVA DE COLOMBIA. In *Ekp* (Vol. 13, Issue 3). UNIVERSIDAD COOPERATIVA DE COLOMBIA.
- Vaca, E. R. (2017). *PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE UN BRAZO CON 12 GDL CONTROLADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES*. UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO.
- Valadez, A., Luviano, D., García, F., & García, L. (2019). Diseño y Construcción de una Prótesis de Mano Controlada por Medio de un Sensor Mieléctrico. *Cathi.Uacj.Mx*, 28, 350–362.
<http://cathi.uacj.mx/handle/20.500.11961/7988>
- Vorobioff, J., Cerrotta, S., Morel, N., & Amadio, A. (2022). *Redes Neuronales* (F. Cejas (ed.); 1a ed., Issue March). edUTecNe – Editorial de la Universidad Tecnológica Nacional.
- Yanchuk, T. L., Grigorov, P. A., & Govorkov, A. S. (2020). Engineering analysis of bionic prosthetic arm elements in Femap with NX. *Journal of Physics: Conference Series*, 1661(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1661/1/012125>
- Yazar, A., Top, N., Bülbül, R., & Şahin, İ. (2021). Effect of Infill Density and Infill Pattern on Mechanical Properties in Fused Deposition Modeling (FDM). *Innovative Approaches in Additive Manufacturing Congress (IA4AM)*, 20.

Anexos.**Anexo A. Código MATLAB Denavit Hartenberg.**

“Se emplea el código elaborado por Mahmoud KhoshGoftar (2023). Denavit Hartenberg parameters (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/44585-denavit-hartenberg-parameters>), MATLAB Central File Exchange. Retrieved enero 18, 2023”.

Copyright (c) 2013, Mahmoud KhoshGoftar
All rights reserved.

Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification, are permitted provided that the following conditions are met:

- * Redistributions of source code must retain the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer.
- * Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer in the documentation and/or other materials provided with the distribution

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.

%%% DENAVIT HARTENBERG Parameters by Mahmoud KhoshGoftar%%%

clear all
close all

```

clc
prompt = {'Enter how many robot arms?'};
dlg_title = 'Input';
num_lines = 1;
def = {'1'};
answer = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
num = str2num(answer{:});
F = sym('A', [num 4]);
B=eye(4);
C = sym('C', [4 4]);
clc
for i=1:num
    prompt = {'Enter a:', 'Enter alfa:', 'Enter d:', 'Enter theta:'};
    dlg_title = sprintf('arm%d',i);
    num_lines = 1;
    def1 = {sprintf('a%d',i),sprintf('alfa%d',i),sprintf('d%d',i),sprintf('t%d',i)};
    answer1 = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def1);
    F(i,1)=answer1(1,1);
    F(i,2)=answer1(2,1);
    F(i,3)=answer1(3,1);
    F(i,4)=answer1(4,1);
    C=simplify([cos(F(i,4)) -sin(F(i,4))*cos(F(i,2)) sin(F(i,4))*sin(F(i,2)) F(i,1)*cos(F(i,4));
        sin(F(i,4)) cos(F(i,4))*cos(F(i,2)) -cos(F(i,4))*sin(F(i,2)) F(i,1)*sin(F(i,4));
        0 sin(F(i,2)) cos(F(i,2)) F(i,3);
        0 0 0 1]);
    eval(sprintf('A%d = C;',i));
    B=B*C;
    eval(sprintf('A%d',i))
end
sprintf('T from Arm 0 to Arm %d is:',i)
pretty(simplify(B))
'R is Rotation Matrix' , R=B(1:3,1:3);
pretty(R)
d=B(1:3,4);
'd is translation Matrix' , pretty(d)

```

Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo pulgar.

Forma general:

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sustituimos con nomenclatura Tabla 26.

$${}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) & 0 & 110 \cos\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) & 0 & 110 \sin\left(\frac{\pi \text{qtmeff}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) & 0 & 34 \cos\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) & 0 & 34 \sin\left(\frac{\pi \text{qtpf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) & 0 & 25 \cos\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) & 0 & 25 \sin\left(\frac{\pi \text{qtdf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Multiplicamos las matrices empleando la ecuación (42).

$${}^0_4 T_t(\theta_t) = [{}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) * {}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) * {}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) * {}^3_4 T_t(\theta_{t,4})]$$

$${}^0_4 T_t(\theta_t) = \begin{bmatrix} \sigma_2 \sigma_5 & -\sigma_2 \sigma_1 & -\sigma_3 & \sigma_2 \sigma_4 \\ \sigma_3 \sigma_5 & -\sigma_3 \sigma_1 & \sigma_2 & \sigma_3 \sigma_4 \\ -\sigma_1 & -\sigma_5 & 0 & -34 \sin\left(\frac{\pi (qtmef + qtpf)}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi qtmef}{180}\right) - 25 \sigma_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\sigma_1 = \sin\left(\frac{\pi (qtdf + qtmef + qtpf)}{180}\right)$$

$$\sigma_2 = \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right)$$

$$\sigma_3 = \sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right)$$

$$\sigma_4 = 34 \cos\left(\frac{\pi (qtmef + qtpf)}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi qtmef}{180}\right) + 25 \sigma_5$$

$$\sigma_5 = \cos\left(\frac{\pi (qtdf + qtmef + qtpf)}{180}\right)$$

Entonces reemplazando

$$x = \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) \left(34 \cos\left(\frac{\pi (qtmef + qtpf)}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi qtmef}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (qtdf + qtmef + qtpf)}{180}\right) \right)$$

$$y = \sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) \left(34 \cos\left(\frac{\pi (qtmef + qtpf)}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi qtmef}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (qtdf + qtmef + qtpf)}{180}\right) \right)$$

$$z = -34 \sin\left(\frac{\pi (qtmef + qtpf)}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi qtmef}{180}\right) - 25 \sin\left(\frac{\pi (qtdf + qtmef + qtpf)}{180}\right)$$

Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo índice.

Forma general:

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sustituimos con nomenclatura Tabla 26.

$${}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 & -\sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) = \begin{bmatrix} \cos(qimef) & -\sin(qimef) & 0 & lime \cos(qimef) \\ \sin(qimef) & \cos(qimef) & 0 & lime \sin(qimef) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) = \begin{bmatrix} \cos(qipf) & -\sin(qipf) & 0 & lip \cos(qipf) \\ \sin(qipf) & \cos(qipf) & 0 & lip \sin(qipf) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) = \begin{bmatrix} \cos(qimf) & -\sin(qimf) & 0 & lim \cos(qimf) \\ \sin(qimf) & \cos(qimf) & 0 & lim \sin(qimf) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) = \begin{bmatrix} \cos(qidf) & -\sin(qidf) & 0 & lid \cos(qidf) \\ \sin(qidf) & \cos(qidf) & 0 & lid \sin(qidf) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Multiplicamos las matrices empleando la ecuación (42).

$${}^0_5 T_t(\theta_t) = \left[{}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) * {}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) * {}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) * {}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) * {}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) \right]$$

$${}^0_5 T_t(\theta_t) = \begin{bmatrix} \sigma_5 \sigma_2 & -\sigma_1 \sigma_2 & -\sigma_3 & & \sigma_2 \sigma_4 \\ \sigma_5 \sigma_3 & -\sigma_1 \sigma_3 & \sigma_2 & & \sigma_3 \sigma_4 \\ -\sigma_1 & -\sigma_5 & 0 & -28 \sigma_1 - 34 \sin\left(\frac{\pi (qimef + qipf)}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi qimef}{180}\right) - 25 \sin\left(\frac{\pi (qimf + qimef + qipf)}{180}\right) & \\ 0 & 0 & 0 & 1 & \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\sigma_1 = \sin\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right)$$

$$\sigma_2 = \cos\left(\frac{\pi qimer}{180}\right)$$

$$\sigma_3 = \sin\left(\frac{\pi qimer}{180}\right)$$

$$\sigma_4 = 28 \cos\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right) + 34 \cos\left(\frac{\pi (qimef + qipf)}{180}\right)$$

$$+ 110 \cos\left(\frac{\pi qimef}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (qimf + qimef + qipf)}{180}\right)$$

$$\sigma_5 = \cos\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right)$$

Entonces:

$$x = \cos\left(\frac{\pi qimer}{180}\right)$$

$$* \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right) + 34 \cos\left(\frac{\pi (qimef + qipf)}{180}\right) \right)$$

$$+ 110 \cos\left(\frac{\pi qimef}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (qimf + qimef + qipf)}{180}\right)$$

$$y = \sin\left(\frac{\pi qimer}{180}\right) * \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right) + 34 \cos\left(\frac{\pi (qimef + qipf)}{180}\right) + 110 \cos\left(\frac{\pi qimef}{180}\right) + 25 \cos\left(\frac{\pi (qimf + qimef + qipf)}{180}\right) \right)$$

$$z = -28 \sin\left(\frac{\pi (qidf + qimf + qimef + qipf)}{180}\right) - 34 \sin\left(\frac{\pi (qimef + qipf)}{180}\right) - 110 \sin\left(\frac{\pi qimef}{180}\right) - 25 \sin\left(\frac{\pi (qimf + qimef + qipf)}{180}\right)$$

Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo medio.

Forma general:

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sustituimos con nomenclatura Tabla 26.

$${}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 & -\sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{\pi qtmer}{180}\right) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{\frac{1}{2}}_2 T_t(\theta_{t,2}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) & 0 & 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) & 0 & 107 \sin\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) & 0 & 34 \cos\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) & 0 & 34 \sin\left(\frac{\pi \text{qmpf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) & 0 & 31 \cos\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) & 0 & 31 \sin\left(\frac{\pi \text{qmmf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) & 0 & 28 \cos\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) & 0 & 28 \sin\left(\frac{\pi \text{qmdf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Multiplicamos las matrices empleando la ecuación (42).

$${}^0_5 T_t(\theta_t) = [{}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) * {}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) * {}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) * {}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) * {}^4_5 T_t(\theta_{t,5})]$$

$${}^0_5 T_t(\theta_t) = \begin{bmatrix} \sigma_5 \sigma_2 & -\sigma_1 \sigma_2 & -\sigma_3 & & \sigma_2 \sigma_4 \\ \sigma_5 \sigma_3 & -\sigma_1 \sigma_3 & \sigma_2 & & \sigma_3 \sigma_4 \\ -\sigma_1 & -\sigma_5 & 0 & -28 \sigma_1 - 34 \sin\left(\frac{\pi (\text{qmmef} + \text{qmpf})}{180}\right) - 107 \sin\left(\frac{\pi \text{qmmef}}{180}\right) - 31 \sin\left(\frac{\pi (\text{qmmf} + \text{qmmef} + \text{qmpf})}{180}\right) & 1 \\ 0 & 0 & 0 & & 1 \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\sigma_1 = \sin\left(\frac{\pi (\text{qmdf} + \text{qmmf} + \text{qmmef} + \text{qmpf})}{180}\right)$$

$$\sigma_2 = \cos\left(\frac{\pi \text{qmmer}}{180}\right)$$

$$\sigma_3 = \sin\left(\frac{\pi \text{qmmer}}{180}\right)$$

$$\begin{aligned}\sigma_4 &= 28 \sigma_5 + 34 \cos\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) + 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) \\ &+ 31 \cos\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \\ \sigma_5 &= \cos\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right)\end{aligned}$$

Entonces:

$$\begin{aligned}x &= \cos\left(\frac{\pi qmmer}{180}\right) \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right. \\ &\quad + 34 \cos\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) + 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) \\ &\quad \left. + 31 \cos\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}y &= \sin\left(\frac{\pi qmmer}{180}\right) \left(28 \cos\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right. \\ &\quad + 34 \cos\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) + 107 \cos\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) \\ &\quad \left. + 31 \cos\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) \right)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}z &= -28 \sin\left(\frac{\pi (qmdf + qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right) - 34 \sin\left(\frac{\pi (qmmef + qmpf)}{180}\right) \\ &\quad - 107 \sin\left(\frac{\pi qmmef}{180}\right) - 31 \sin\left(\frac{\pi (qmmf + qmmef + qmpf)}{180}\right)\end{aligned}$$

Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo anular.

Forma general:

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sustituimos con nomenclatura Tabla 26.

$${}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) & 0 & 62 \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) \\ \left(\left(\sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right)\right) \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right)\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) & 0 & 62 \sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right) & 0 & 38 \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right) \\ \left(\left(\sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right)\right) \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right)\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right) & 0 & 38 \sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_2}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right) & 0 & 34 \cos\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right) \\ \left(\left(\sin\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right)\right) \cos\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right)\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right) & 0 & 34 \sin\left(\frac{\pi \text{qapf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right) & 0 & 28 \cos\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right) \\ \left(\left(\sin\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right)\right) \cos\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right)\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right) & 0 & 28 \sin\left(\frac{\pi \text{qamf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^5 T_t(\theta_{t,6}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) & 0 & 28 \cos\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) & 0 & 28 \sin\left(\frac{\pi \text{qadf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Multiplicamos las matrices empleando la ecuación (42).

$${}^0 T_t(\theta_t) = [{}^0 T_t(\theta_{t,1}) * {}^1 T_t(\theta_{t,2}) * {}^2 T_t(\theta_{t,3}) * {}^3 T_t(\theta_{t,4}) * {}^4 T_t(\theta_{t,5}) * {}^5 T_t(\theta_{t,6})]$$

$${}^0 T_t(\theta_t) = \begin{bmatrix} \sigma_1 \cos(\sigma_4) & -\sigma_1 \sin(\sigma_4) & -\sigma_2 & & 2 \sigma_1 \sigma_3 \\ \sigma_2 \cos(\sigma_4) & -\sigma_2 \sin(\sigma_4) & \sigma_1 & & 2 \sigma_2 \sigma_3 \\ -\sin(\sigma_4) & -\cos(\sigma_4) & 0 & -28 \sin(\sigma_5) - 38 \sin(\sigma_7) - 62 \sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) - 28 \sin(\sigma_4) - 34 \sin(\sigma_6) & \\ 0 & 0 & 0 & & 1 \end{bmatrix}$$

Donde

$$\sigma_1 = \cos\left(\frac{\pi \text{qamer}}{180}\right)$$

$$\sigma_2 = \sin\left(\frac{\pi \text{qamer}}{180}\right)$$

$$\sigma_3 = 14 \cos(\sigma_5) + 19 \cos(\sigma_7) + 31 \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) + 14 \cos(\sigma_4) + 17 \cos(\sigma_6)$$

$$\sigma_4 = \frac{\pi (\text{qadf} + \text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}$$

$$\sigma_5 = \frac{\pi (\text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}$$

$$\sigma_6 = \frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}$$

$$\sigma_7 = \frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2)}{180}$$

Entonces:

$$\begin{aligned}
 x = & 2 \cos\left(\frac{\pi \text{qamer}}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \right. \\
 & + 19 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) \\
 & + 14 \cos\left(\frac{\pi (\text{qadf} + \text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \\
 & \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \right)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 y = & 2 \sin\left(\frac{\pi \text{qamer}}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \right. \\
 & + 19 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) \\
 & + 14 \cos\left(\frac{\pi (\text{qadf} + \text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \\
 & \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \right)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 z = & -28 \sin\left(\frac{\pi (\text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) - 38 \sin\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2)}{180}\right) \\
 & - 62 \sin\left(\frac{\pi \text{qamef}_1}{180}\right) - 28 \sin\left(\frac{\pi (\text{qadf} + \text{qamf} + \text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right) \\
 & - 34 \sin\left(\frac{\pi (\text{qamef}_1 + \text{qamef}_2 + \text{qapf})}{180}\right)
 \end{aligned}$$

Matrices normalizadas Denavit Hartenberg dedo meñique.

Forma general:

$${}^{n-1}_n T_i(\theta_{i,j}) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{i,j} & -\cos \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & \sin \alpha_{i,j} \sin \theta_{i,j} & a_{i,j} \cos \theta_{i,j} \\ \sin \theta_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & -\sin \alpha_{i,j} \cos \theta_{i,j} & a_{i,j} \sin \theta_{i,j} \\ 0 & \sin \alpha_{i,j} & \cos \alpha_{i,j} & d_{i,j} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Sustituimos con nomenclatura Tabla 26.

$${}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & -\sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 & \cos\left(\frac{\pi \text{qtmer}}{180}\right) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) & 0 & 62 \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) & 0 & 62 \sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_1}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) & 0 & 38 \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) & 0 & 38 \sin\left(\frac{\pi \text{qemef}_2}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) & 0 & 34 \cos\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) & 0 & 34 \sin\left(\frac{\pi \text{qepf}}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) & 0 & 28 \cos\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) & 0 & 28 \sin\left(\frac{\pi qemf}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^5_6 T_t(\theta_{t,6}) = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) & -\sin\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) & 0 & 28 \cos\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) \\ \sin\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) & \cos\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) & 0 & 28 \sin\left(\frac{\pi qedf}{180}\right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Multiplicamos las matrices empleando la ecuación (42).

$${}^0_6 T_t(\theta_t) = [{}^0_1 T_t(\theta_{t,1}) * {}^1_2 T_t(\theta_{t,2}) * {}^2_3 T_t(\theta_{t,3}) * {}^3_4 T_t(\theta_{t,4}) * {}^4_5 T_t(\theta_{t,5}) * {}^5_6 T_t(\theta_{t,6})]$$

$${}^0_6 T_t(\theta_t) = \begin{bmatrix} \sigma_1 \cos(\sigma_4) & -\sigma_1 \sin(\sigma_4) & -\sigma_2 & & 2 \sigma_1 \sigma_3 \\ \sigma_2 \cos(\sigma_4) & -\sigma_2 \sin(\sigma_4) & \sigma_1 & & 2 \sigma_2 \sigma_3 \\ -\sin(\sigma_4) & -\cos(\sigma_4) & 0 & -28 \sin(\sigma_5) - 38 \sin(\sigma_7) - 62 \sin\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) - 28 \sin(\sigma_4) - 34 \sin(\sigma_6) & \\ 0 & 0 & 0 & 1 & \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\sigma_1 = \cos\left(\frac{\pi qemer}{180}\right)$$

$$\sigma_2 = \sin\left(\frac{\pi qemer}{180}\right)$$

$$\sigma_3 = 14 \cos(\sigma_5) + 19 \cos(\sigma_7) + 31 \cos\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) + 14 \cos(\sigma_4) + 17 \cos(\sigma_6)$$

$$\sigma_4 = \frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}$$

$$\sigma_5 = \frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}$$

$$\sigma_6 = \frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}$$

$$\sigma_7 = \frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}$$

Entonces:

$$\begin{aligned} x = & 2 \cos\left(\frac{\pi qemer}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right. \\ & + 19 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) \\ & + 14 \cos\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ & \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} y = & 2 \sin\left(\frac{\pi qemer}{180}\right) \left(14 \cos\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right. \\ & + 19 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) + 31 \cos\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) \\ & + 14 \cos\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ & \left. + 17 \cos\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \right) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} z = & -28 \sin\left(\frac{\pi (qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) - 38 \sin\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2)}{180}\right) \\ & - 62 \sin\left(\frac{\pi qemef_1}{180}\right) - 28 \sin\left(\frac{\pi (qedf + qemf + qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \\ & - 34 \sin\left(\frac{\pi (qemef_1 + qemef_2 + qepf)}{180}\right) \end{aligned}$$

Anexo B. Encuesta.

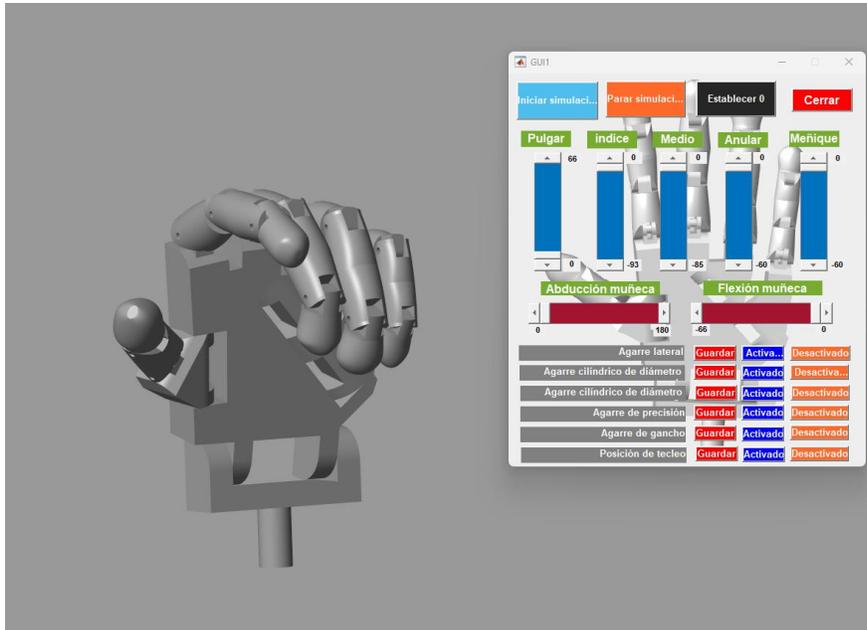
- 1. ¿Cuál de las siguientes características de una prótesis de mano y antebrazo considera más importante?**
 - a) El Costo
 - b) Material
 - c) Diseño
 - d) Funcionabilidad
 - e) Peso
- 2. ¿Cada de que tiempo cambia usted de prótesis de mano y antebrazo?**
 - a) Cada año
 - b) Cada dos años
 - c) Cada cinco años
 - d) Nunca
- 3. ¿A qué edad empezó a usar una prótesis de mano y antebrazo?**
 - a) De 1 a 10 años
 - b) De 10 a 20 años
 - c) De 20 a 30 años
 - d) De 30 a 40 años
- 4. ¿Cuáles son los beneficios que brinda una prótesis de mano y antebrazo?**
 - a) Permite la realización de los movimientos bilaterales
 - b) Realizar una gran cantidad de movimientos realizar pinzas y agarres de precisión
 - c) Realizar actividades cotidianas mediante la manipulación de objetos
- 5. ¿Considera usted que una prótesis de mano y antebrazo es asequible en la actualidad?**
 - a) Si
 - b) No
 - c) Desconoce
- 6. ¿Cuánto está dispuesto a pagar por una prótesis de mano y antebrazo con más de 10 GDL?**
 - a) 0 a \$500
 - b) De \$500 a \$1000
 - c) De \$1000 a \$2000
 - d) De \$2000 a \$6000

Anexo C. Interfaz gráfica GUI MATLAB.

La interfaz de configuración de estados se muestra en la Figura 85.

Figura 101

Interfaz Simulink prótesis mano.



```
function varargout = GUI1(varargin)

gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @GUI1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @GUI1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function GUI1_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

load_system('en_solo_met')
```

```

find_system('name','en_solo_met');
open_system('en_solo_met')

axes(handles.axes2)
[x,map]=imread("mano.png");
image(x);
colormap(map);
axis off
hold on

set(handles.slider1,'Min',0,'Max',66,'Value',0);
set(handles.slider4,'Min',-93,'Max',0,'Value',0);
set(handles.slider5,'Min',-85,'Max',0,'Value',0);
set(handles.slider6,'Min',-90,'Max',0,'Value',0);
set(handles.slider7,'Min',-93,'Max',0,'Value',0);
set(handles.slider8,'Min',0,'Max',180,'Value',0);
set(handles.slider9,'Min',-66,'Max',0,'Value',0);

handles.output = hObject;
axes(handles.axes2);
guidata(hObject, handles);

function varargout = GUI1_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)

    ModelName='en_solo_met';
    t1=get(hObject,'value');
    set_param([ModelName '/Slider Gain1'],'Gain',num2str(t1))

function slider1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

function slider2_Callback(hObject, eventdata, handles)

function slider2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

function slider3_Callback(hObject, eventdata, handles)

function slider3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

```

```

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)

function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)

function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)

function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

ModelName='en_solo_met';

t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;
t6=0;
t7=0;

set(handles.slider1,'value',t1)
set_param([ModelName '/Slider Gain1'],'Gain',num2str(t1))

set(handles.slider1,'value',t2)
set_param([ModelName '/Slider Gain'],'Gain',num2str(t2))

set(handles.slider1,'value',t3)
set_param([ModelName '/Slider Gain2'],'Gain',num2str(t3))

set(handles.slider1,'value',t4)
set_param([ModelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

set(handles.slider1,'value',t5)

```

```

set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(t5))

set(handles.slider1, 'value', t6)
set_param([modelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(t6))

set(handles.slider1, 'value', t7)
set_param([modelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(t7))

function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)

    close;

function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
set_param('en_solo_met', 'SimulationCommand', 'Start');

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)

function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
end

function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
set_param('en_solo_met', 'SimulationCommand', 'Stop');

function slider4_Callback(hObject, eventdata, handles)

    modelName='en_solo_met';
    t2=get(hObject, 'value');
    set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(t2))

function slider4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'), get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', [.9 .9 .9]);
end

function slider5_Callback(hObject, eventdata, handles)

    modelName='en_solo_met';
    t3=get(hObject, 'value');
    set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(t3))

function slider5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'), get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', [.9 .9 .9]);
end

function slider6_Callback(hObject, eventdata, handles)

    modelName='en_solo_met';

```

```

t4=get(hObject,'value');
set_param([modelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

function slider6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

function slider7_Callback(hObject, eventdata, handles)

modelName='en_solo_met';
t5=get(hObject,'value');
set_param([modelName '/Slider Gain4'],'Gain',num2str(t5))

function slider7_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)

function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function slider8_Callback(hObject, eventdata, handles)

modelName='en_solo_met';
t6=get(hObject,'value');
set_param([modelName '/Slider Gain5'],'Gain',num2str(t6))

function slider8_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

function slider9_Callback(hObject, eventdata, handles)

modelName='en_solo_met';
t7=get(hObject,'value');
set_param([modelName '/Slider Gain6'],'Gain',num2str(t7))

function slider9_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

```

end

```
function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_al p2_al p3_al p4_al p5_al p6_al p7_al
```

```
    p1_al=get(handles.slider1, 'value');
    p2_al=get(handles.slider4, 'value');
    p3_al=get(handles.slider5, 'value');
    p4_al=get(handles.slider6, 'value');
    p5_al=get(handles.slider7, 'value');
    p6_al=get(handles.slider8, 'value');
    p7_al=get(handles.slider9, 'value');
```

```
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_al p2_al p3_al p4_al p5_al p6_al p7_al
```

```
p1_al1=p1_al;
p2_al2=p2_al;
p3_al3=p3_al;
p4_al4=p4_al;
p5_al5=p5_al;
p6_al6=p6_al;
p7_al7=p7_al;
```

```
ModelName='en_solo_met';
```

```
set_param([ModelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_al1))
set_param([ModelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p2_al2))
set_param([ModelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p3_al3))
set_param([ModelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p4_al4))
set_param([ModelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p5_al5))
set_param([ModelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p6_al6))
set_param([ModelName '/Slider Gain7'], 'Gain', num2str(p7_al7))
```

```
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_acg p2_acg p3_acg p4_acg p5_acg p6_acg p7_acg
```

```
    p1_acg=get(handles.slider1, 'value');
    p2_acg=get(handles.slider4, 'value');
    p3_acg=get(handles.slider5, 'value');
    p4_acg=get(handles.slider6, 'value');
    p5_acg=get(handles.slider7, 'value');
    p6_acg=get(handles.slider8, 'value');
    p7_acg=get(handles.slider9, 'value');
```

```
function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
global p1_acg p2_acg p3_acg p4_acg p5_acg p6_acg p7_acg
```

```
p1_acg1=p1_acg;
p2_acg2=p2_acg;
```

```
p3_acg3=p3_acg;
p4_acg4=p4_acg;
p5_acg5=p5_acg;
p6_acg6=p6_acg;
p7_acg7=p7_acg;
```

```
ModelName='en_solo_met';
set_param([ModelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_acg1))
set_param([ModelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(p2_acg2))
set_param([ModelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p3_acg3))
set_param([ModelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p4_acg4))
set_param([ModelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p5_acg5))
set_param([ModelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p6_acg6))
set_param([ModelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p7_acg7))
```

```
function pushbutton11_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_acp p2_acp p3_acp p4_acp p5_acp p6_acp p7_acp
```

```
    p1_acp=get(handles.slider1, 'value');
    p2_acp=get(handles.slider4, 'value');
    p3_acp=get(handles.slider5, 'value');
    p4_acp=get(handles.slider6, 'value');
    p5_acp=get(handles.slider7, 'value');
    p6_acp=get(handles.slider8, 'value');
    p7_acp=get(handles.slider9, 'value');
```

```
function pushbutton12_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
global p1_acp p2_acp p3_acp p4_acp p5_acp p6_acp p7_acp
```

```
p1_acp1=p1_acp;
p2_acp2=p2_acp;
p3_acp3=p3_acp;
p4_acp4=p4_acp;
p5_acp5=p5_acp;
p6_acp6=p6_acp;
p7_acp7=p7_acp;
```

```
ModelName='en_solo_met';
set_param([ModelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_acp1))
set_param([ModelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(p2_acp2))
set_param([ModelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p3_acp3))
set_param([ModelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p4_acp4))
set_param([ModelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p5_acp5))
set_param([ModelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p6_acp6))
set_param([ModelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p7_acp7))
```

```
function pushbutton13_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_ap p2_ap p3_ap p4_ap p5_ap p6_ap p7_ap
```

```
    p1_ap=get(handles.slider1, 'value');
    p2_ap=get(handles.slider4, 'value');
```

```

p3_ap=get(handles.slider5, 'value');
p4_ap=get(handles.slider6, 'value');
p5_ap=get(handles.slider7, 'value');
p6_ap=get(handles.slider8, 'value');
p7_ap=get(handles.slider9, 'value');

function pushbutton14_Callback(hObject, eventdata, handles)

global p1_ap p2_ap p3_ap p4_ap p5_ap p6_ap p7_ap

p1_ap1=p1_ap;
p2_ap2=p2_ap;
p3_ap3=p3_ap;
p4_ap4=p4_ap;
p5_ap5=p5_ap;
p6_ap6=p6_ap;
p7_ap7=p7_ap;

modelName='en_solo_met';
set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_ap1))
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(p2_ap2))
set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p3_ap3))
set_param([modelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p4_ap4))
set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p5_ap5))
set_param([modelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p6_ap6))
set_param([modelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p7_ap7))

function pushbutton15_Callback(hObject, eventdata, handles)

global p1_ag p2_ag p3_ag p4_ag p5_ag p6_ag p7_ag

p1_ag=get(handles.slider1, 'value');
p2_ag=get(handles.slider4, 'value');
p3_ag=get(handles.slider5, 'value');
p4_ag=get(handles.slider6, 'value');
p5_ag=get(handles.slider7, 'value');
p6_ag=get(handles.slider8, 'value');
p7_ag=get(handles.slider9, 'value');

function pushbutton16_Callback(hObject, eventdata, handles)

global p1_ag p2_ag p3_ag p4_ag p5_ag p6_ag p7_ag

p1_ag1=p1_ag;
p2_ag2=p2_ag;
p3_ag3=p3_ag;
p4_ag4=p4_ag;
p5_ag5=p5_ag;
p6_ag6=p6_ag;
p7_ag7=p7_ag;

modelName='en_solo_met';
set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_ag1))
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(p2_ag2))

```

```

set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p3_ag3))
set_param([modelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p4_ag4))
set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p5_ag5))
set_param([modelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p6_ag6))
set_param([modelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p7_ag7))

```

```
function pushbutton17_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_pt p2_pt p3_pt p4_pt p5_pt p6_pt p7_pt
```

```

    p1_pt=get(handles.slider1, 'value');
    p2_pt=get(handles.slider4, 'value');
    p3_pt=get(handles.slider5, 'value');
    p4_pt=get(handles.slider6, 'value');
    p5_pt=get(handles.slider7, 'value');
    p6_pt=get(handles.slider8, 'value');
    p7_pt=get(handles.slider9, 'value');

```

```
function pushbutton18_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
    global p1_pt p2_pt p3_pt p4_pt p5_pt p6_pt p7_pt
```

```

p1_pt1=p1_pt;
p2_pt2=p2_pt;
p3_pt3=p3_pt;
p4_pt4=p4_pt;
p5_pt5=p5_pt;
p6_pt6=p6_pt;
p7_pt7=p7_pt;

```

```
modelName='en_solo_met';
```

```

set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(p1_pt1))
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(p2_pt2))
set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(p3_pt3))
set_param([modelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(p4_pt4))
set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(p5_pt5))
set_param([modelName '/Slider Gain5'], 'Gain', num2str(p6_pt6))
set_param([modelName '/Slider Gain6'], 'Gain', num2str(p7_pt7))

```

```
function pushbutton19_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
modelName='en_solo_met';
```

```

t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

```

```
set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(t1))
```

```
set(handles.slider1, 'value', t2)
```

```
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(t2))
```

```
set(handles.slider1, 'value', t3)
```

```
set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(t3))
```

```
set(handles.slider1,'value',t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

set(handles.slider1,'value',t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'],'Gain',num2str(t5))

function pushbutton20_Callback(hObject, eventdata, handles)
modelName='en_solo_met';
t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

set_param([modelName '/Slider Gain1'],'Gain',num2str(t1))

set(handles.slider1,'value',t2)
set_param([modelName '/Slider Gain'],'Gain',num2str(t2))

set(handles.slider1,'value',t3)
set_param([modelName '/Slider Gain2'],'Gain',num2str(t3))

set(handles.slider1,'value',t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

set(handles.slider1,'value',t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'],'Gain',num2str(t5))

function pushbutton21_Callback(hObject, eventdata, handles)
modelName='en_solo_met';
t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

set_param([modelName '/Slider Gain1'],'Gain',num2str(t1))

set(handles.slider1,'value',t2)
set_param([modelName '/Slider Gain'],'Gain',num2str(t2))

set(handles.slider1,'value',t3)
set_param([modelName '/Slider Gain2'],'Gain',num2str(t3))

set(handles.slider1,'value',t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

set(handles.slider1,'value',t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'],'Gain',num2str(t5))

function pushbutton22_Callback(hObject, eventdata, handles)
modelName='en_solo_met';
```

```

t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(t1))

set(handles.slider1, 'value', t2)
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(t2))

set(handles.slider1, 'value', t3)
set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(t3))

set(handles.slider1, 'value', t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(t4))

set(handles.slider1, 'value', t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(t5))

function pushbutton23_Callback(hObject, eventdata, handles)
modelName='en_solo_met';
t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(t1))

set(handles.slider1, 'value', t2)
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(t2))

set(handles.slider1, 'value', t3)
set_param([modelName '/Slider Gain2'], 'Gain', num2str(t3))

set(handles.slider1, 'value', t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'], 'Gain', num2str(t4))

set(handles.slider1, 'value', t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'], 'Gain', num2str(t5))

function pushbutton24_Callback(hObject, eventdata, handles)
modelName='en_solo_met';
t1=0;
t2=0;
t3=0;
t4=0;
t5=0;

set_param([modelName '/Slider Gain1'], 'Gain', num2str(t1))

set(handles.slider1, 'value', t2)
set_param([modelName '/Slider Gain'], 'Gain', num2str(t2))

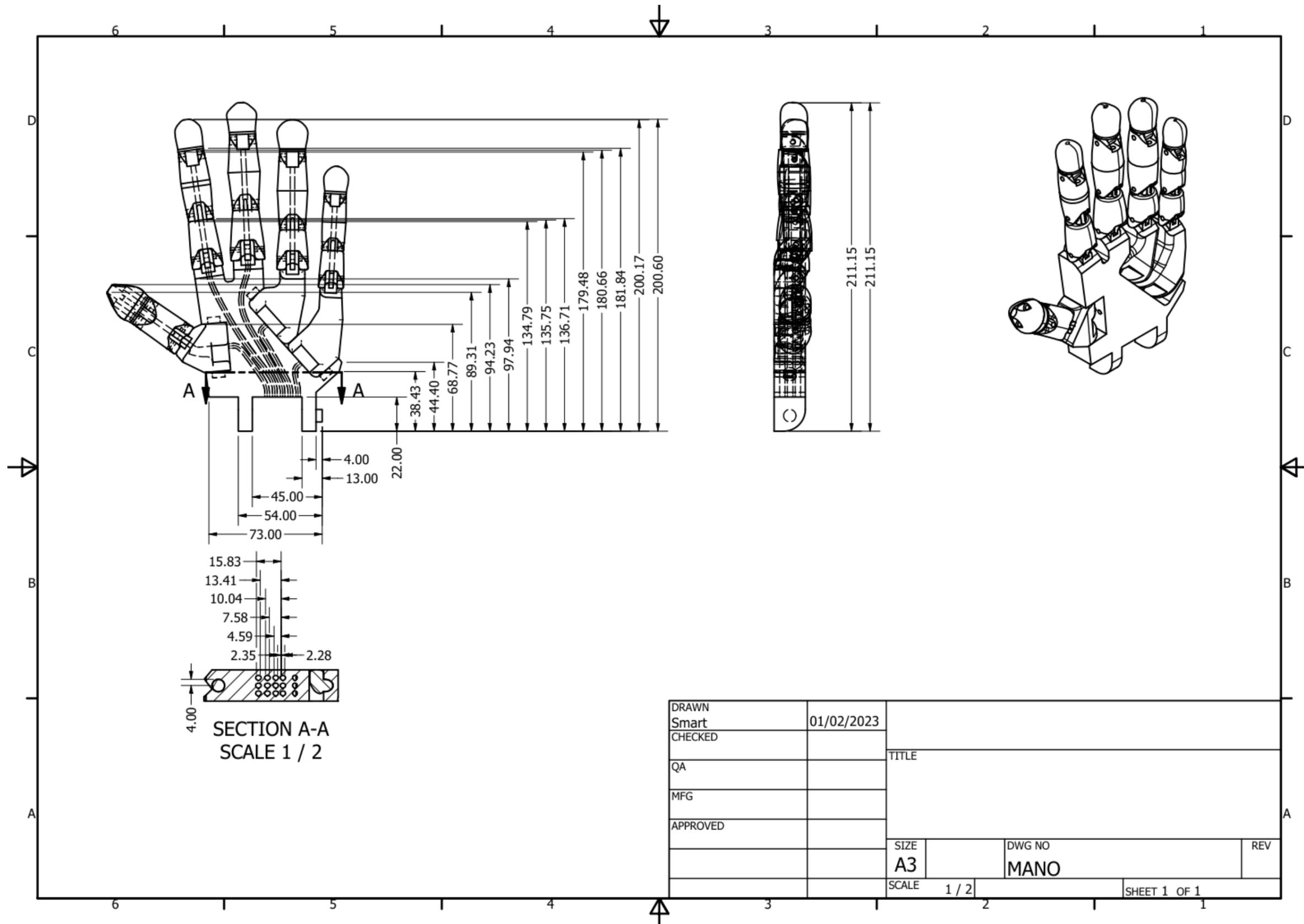
```

```
set(handles.slider1,'value',t3)
set_param([modelName '/Slider Gain2'],'Gain',num2str(t3))

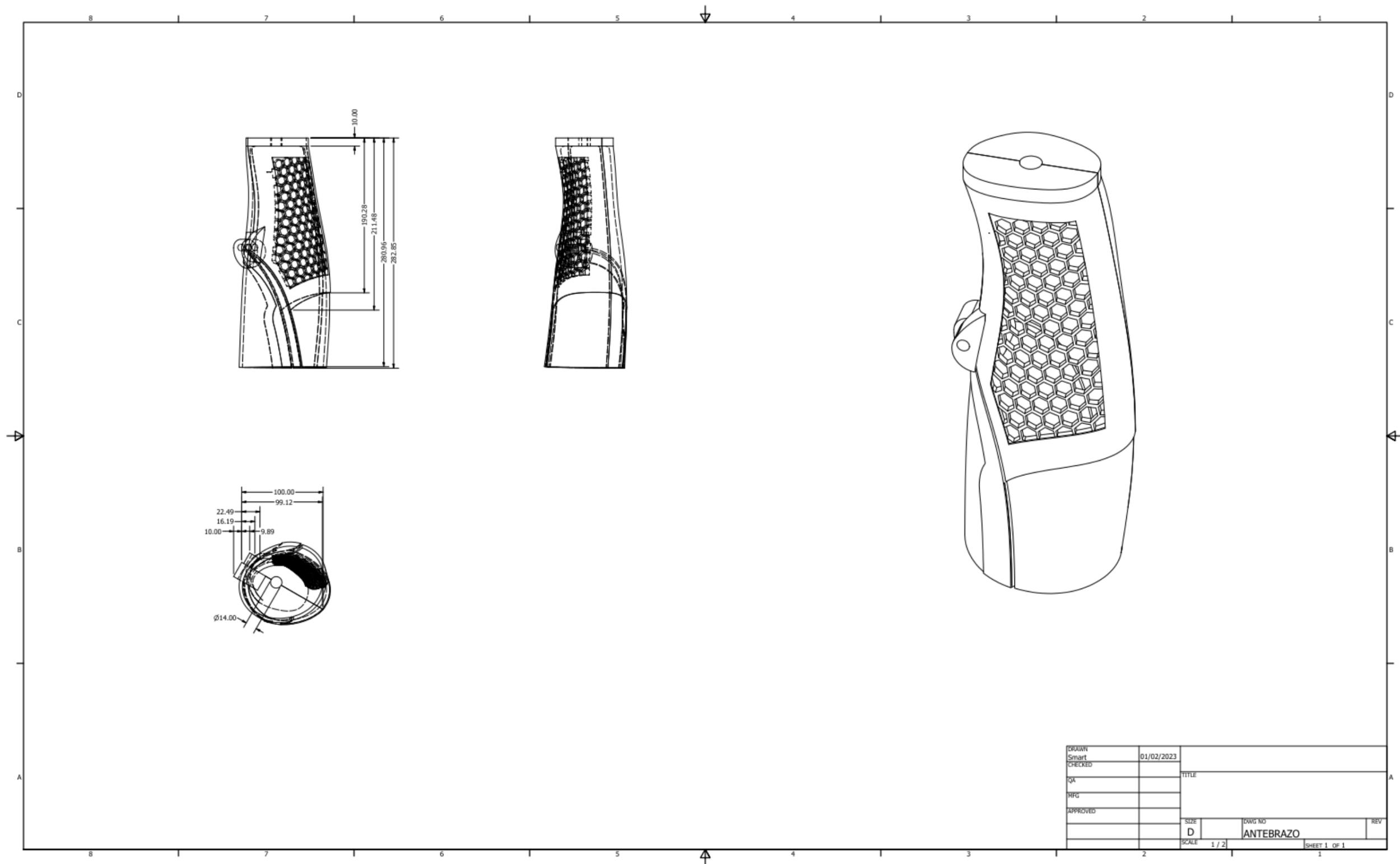
set(handles.slider1,'value',t4)
set_param([modelName '/Slider Gain3'],'Gain',num2str(t4))

set(handles.slider1,'value',t5)
set_param([modelName '/Slider Gain4'],'Gain',num2str(t5))
```

Anexo D. Plano mano protésica.



Anexo E. Plano antebrazo protésico.



DRAWN	Smart	01/02/2023		
CHECKED			TITLE	
QA				
MFG				
APPROVED				
SIZE	D	DWG NO	ANTEBRAZO	REV
SCALE	1 / 2	SHEET 1 OF 1		