

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA
PACIENTES AMPUTADOS MEDIANTE PARAMETRIZACIÓN,
PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES Y ADQUISICIÓN
DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS**

TESIS
PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTADA POR:

Bach. DE PAZ VELITA, ALONSO ERIC

Bach. WARTHON MELENDEZ, JIMMY RICHARD

Asesor: Ing. HUAMANÍ NAVARRETE, PEDRO FREDDY

LIMA - PERÚ

2021

DEDICATORIA

A mi familia, por su apoyo incondicional en todo momento para ser constante en mi día a día. A mis amigos más cercanos, por sus palabras de aliento para no tropezar y seguir adelante. Finalmente, a todos quienes se han involucrado en mi desarrollo para crecer profesionalmente.

Alonso E. de Paz Velita

A mi familia, a mis padres, a mis hermanos, por inculcarme todos los valores que hoy tengo, a mis amigos por siempre estar conmigo y apoyarme cuando los necesite. Finalmente, a todas las personas que me dieron una oportunidad y confiaron en mi cuando nadie más lo hizo.

Jimmy R. Warthon Meléndez

AGRADECIMIENTO

Agradecer a nuestras familias y amistades las cuales nos ayudaron con su apoyo incondicional a ampliar nuestros conocimientos y estar más cerca de nuestras metas profesionales.

Alonso de Paz y Jimmy Warthon

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	i
ABSTRACT	ii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA	2
1.1. Formulación del problema	2
1.1.1. Problema General.....	2
1.1.2. Problemas Específicos	2
1.2. Objetivos	3
1.2.1. Objetivo General	3
1.2.2. Objetivos Específicos.....	3
1.3. Importancia y justificación.....	3
1.3.1. Importancia	3
1.3.2. Justificación	4
1.4. Limitaciones.....	4
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	5
2.1. Marco Histórico	5
2.2. Investigaciones relacionadas con el tema.....	5
2.2.1. Antecedentes Nacionales	6
2.2.2. Antecedentes Internacionales.....	7
2.3. Bases Teóricas relacionadas con el tema	9
2.3.1. Procesamiento digital de imágenes (PDI).....	9
2.3.2. Interfaz Gráfica de usuario.....	17
2.3.3. Electromiografía.....	18
2.3.4. Modelamiento paramétrico	23
2.3.5. Antropometría	24
2.3.6. Prótesis transradial	26
2.4. Diseño de la Investigación	30
2.4.1. Relación entre Variables	30
2.4.2. Tipo y Método de Investigación	31
2.4.3. Técnicas e Instrumentos de Recolección de Datos	31
2.4.4. Procedimiento para la recolección de datos	32
2.4.5. Técnicas de procesamiento y análisis de datos	32
CAPÍTULO III: DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	33
3.1. Condiciones iniciales	33

3.1.1.	Diagrama de bloques	34
3.2.	Diseño mecánico	35
3.2.1.	Selección de variables para la parametrización	35
3.2.2.	Selección del sistema cinemático	36
3.2.3.	Selección de material.....	36
3.2.4.	Diseño de piezas	39
3.2.5.	Cálculos: Fuerza en los dedos.....	53
3.2.6.	Cálculo de peso.....	60
3.2.7.	Velocidad de actuación.....	65
3.3.	Algoritmo para el procesamiento de imágenes	65
3.4.	Diseño de la interfaz gráfica	73
3.4.1.	Creación de la interfaz gráfica.....	74
3.4.2.	Adaptación del algoritmo a esquema de funciones	75
3.4.3.	Ejecución de los comandos realizados	76
3.4.4.	Resultado final.....	77
3.5.	Diseño electrónico.....	78
3.5.1.	Conectores/Borneras.....	79
3.5.2.	Amplificador de Instrumentación (INA)	80
3.5.3.	Filtro Pasa Banda.....	81
3.5.4.	Rectificación de media onda.....	82
3.6.	Simulación Gráfica.....	84
	CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS	87
4.1.	Pruebas Finales	87
4.2.	Resultados	88
	CONCLUSIONES.....	106
	RECOMENDACIONES.....	107
	ANEXOS	108
	Anexo 1: Plano de la Falange proximal	108
	Anexo 2: Plano de la Falange media y distal	109
	Anexo 3: Plano de la Falange distal Pulgar.....	110
	Anexo 4: Diagrama de flujo del algoritmo para el procesamiento de imágenes.....	111
	Anexo 5: Función de equivalencia del pixel	112
	Anexo 6: Listado de las función creadas.....	114
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	116

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura N° 1: Representación del espacio de color HSV	11
Figura N° 2: (a) EE para nueve vecinos; (b) EE para 4 vecinos.....	13
Figura N° 3:(a) Imagen original; (b) EE centrado con origen en el píxel izquierdo; (c) Imagen erosionada con (b); (d) EE centrado con origen en el píxel derecho; (e) Imagen erosionada con (d).....	14
Figura N° 4: (a) Imagen original; (b) EE vecinos a 8; (c) Apertura de la imagen (a) con (b); (d) EE vecinos a 4; (e) Apertura de la imagen (a) con (d).....	15
Figura N° 5: Desde la fila superior y de izquierda a derecha imagen en gris, binarizada y cierre de la misma con EE cuadrados de 3,5,7 y 9 elementos de lado.	16
Figura N° 6: (a) Imagen binaria (b) contorno exterior (c) Ídem que (b) pero con EE de tamaño 5.....	17
Figura N° 7: Interfaz Gráfica de Usuario.....	17
Figura N° 8: Señal electromiográfica cuando el músculo está en reposo y cuando ocurre la contracción muscular	19
Figura N° 9: Ejemplo de un electromiógrafo mediante Matlab.....	20
Figura N° 10: Configuración de la INA	21
Figura N° 11: Componentes electrónicos de filtros pasa banda	22
Figura N° 12: Circuito rectificador de media onda.....	23
Figura N° 13: Antropometría de la mano.	25
Figura N° 14: (a) Mano de Canterbury que utiliza eslabones mecánicos con movimiento directo; (b) Manipulador construido en la Universidad de Reading.....	28
Figura N° 15: Imágenes de los dedos comerciales (arriba) y modelo cinético de mecanismo de acoplamiento de la unión de los dedos.	29
Figura N° 16: Vincent, <i>iLimb</i> y <i>Bebionic v2</i> prótesis con características de relación lineal entre las uniones MCP y PIP durante el movimiento de extensión y flexión.....	30
Figura N° 17: Diagrama de bloques del desarrollo del diseño	34
Figura N° 18: Relación entre aumento de peso (%) vs tiempo de remojo en alcohol (hr) de los filamentos de impresión 3D	37
Figura N° 19: Resistencia a la transición antes y después de ser sumergidos en alcohol isopropílico durante 48 horas.....	38

Figura N° 20: Cambio de resistencia a la tracción (%) después de ser sumergido en alcohol isopropílico durante 48 horas	38
Figura N° 21: Formato del archivo de Excel para la parametrización.....	40
Figura N° 22: Variables enlazadas con Inventor	41
Figura N° 23: Metacarpo meñique.....	43
Figura N° 24: Falange proximal meñique.....	43
Figura N° 25: Falange media y distal meñique.....	44
Figura N° 26: Ajuste polea meñique.....	44
Figura N° 27: Polea.....	45
Figura N° 28: Eje dedo.	45
Figura N° 29: Ensamblaje dedo meñique completo.	46
Figura N° 30: Falange distal pulgar.....	46
Figura N° 31: Falange proximal pulgar.	47
Figura N° 32: Base pulgar.	47
Figura N° 33: Tapa base pulgar.	48
Figura N° 34: Ensamblaje dedo pulgar completo.....	48
Figura N° 35: Seguro superior.	49
Figura N° 36: Seguro inferior.	49
Figura N° 37: Seguro palma.	50
Figura N° 38: Tapa palma.....	50
Figura N° 39: Tubo unión.....	51
Figura N° 40: Ensamblaje mano.....	51
Figura N° 41: Antebrazo.....	52
Figura N° 42: Tapa antebrazo.....	52
Figura N° 43: Ensamblaje prótesis.	52
Figura N° 44: Momento generado por un tendón	53
Figura N° 45: Momentos generados en el dedo medio para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1.	55
Figura N° 46: Momento con el dedo medio cerrado para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1	56

Figura N° 47: Momento con el dedo medio cerrado para hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1	57
Figura N° 48: Momento con el dedo pulgar cerrado para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1	58
Figura N° 49: Momento con el dedo pulgar cerrado para hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1	59
Figura N° 50: Imágenes importadas de la mano.....	66
Figura N° 51: Imágenes en formato HSV.....	66
Figura N° 52: Aplicación de los filtros mencionados.....	67
Figura N° 53: Binarización de las imágenes.....	68
Figura N° 54: Superposición de los resultados obtenidos con las imágenes originales .	68
Figura N° 55: Identificación de la tarjeta.....	69
Figura N° 56: Valor de las equivalencias obtenidas por Matlab	70
Figura N° 57: Puntos de coordenadas en la mano abierta	71
Figura N° 58: Puntos de coordenadas en la mano cerrada	71
Figura N° 59: Función <i>viscircles</i>	72
Figura N° 60: Mensaje de error obtenido de la función <i>try/catch</i>	72
Figura N° 61: Mensaje final con el tiempo transcurrido sin inconvenientes.....	73
Figura N° 62: Imágenes Finales de las manos procesadas	73
Figura N° 63: Ejemplo de función independiente creada.....	75
Figura N° 64: Extracto del uso de <i>handles</i> y <i>hObject</i>	75
Figura N° 65: Interfaz después de obtener las dimensiones	77
Figura N° 66: Libro de Excel con las dimensiones exportadas	78
Figura N° 67: Circuito esquemático del EMG.....	79
Figura N° 68: Puertos de conexión a fuente.	79
Figura N° 69: Puertos de conexión a señales EMG.....	80
Figura N° 70: Puerto de señal de salida hacia el osciloscopio.....	80
Figura N° 71: Circuito del Amplificador Instrumental basado en el TL084	81
Figura N° 72: Circuito filtro pasa banda no inversora de 2do orden	82
Figura N° 73: Circuito rectificador de media onda.....	82
Figura N° 74: Circuito esquemático del EMG cara superior.....	83

Figura N° 75: Circuito esquemático del EMG cara inferior	83
Figura N° 76: Circuito esquemático del EMG cara superior	84
Figura N° 77: Diagrama de bloques para el Simulador Gráfico.....	85
Figura N° 78: Simulador Gráfico.....	85
Figura N° 79: Codificación en el Arduino IDE	86
Figura N° 80: Mano del paciente con dedos separados	88
Figura N° 81: Mano del paciente con dedos juntos	88
Figura N° 82: Interfaz GUI con las dimensiones calculadas	89
Figura N° 83: Tiempo del procesamiento de imágenes.....	89
Figura N° 84: Exportación de las dimensiones.....	90
Figura N° 85: Dimensiones originales obtenidas	90
Figura N° 86: Dimensiones dentro del rango de parametrización.....	91
Figura N° 87: Cambio de los parámetros en Inventor	93
Figura N° 88: Prótesis después de la parametrización de las medidas	93
Figura N° 89: Simulación de Polea	95
Figura N° 90: Simulación de Eje dedo	96
Figura N° 91: Simulación de Falange media y distal meñique.....	96
Figura N° 92: Simulación de Falange proximal meñique	96
Figura N° 93: Simulación de Metacarpo meñique.....	97
Figura N° 94: Simulación de Falange distal pulgar.....	97
Figura N° 95: Simulación de Falange proximal pulgar	97
Figura N° 96: Simulación de Base pulgar	98
Figura N° 97: Simulación de seguro inferior palma.....	99
Figura N° 98: Simulación de seguro superior palma.....	99
Figura N° 99: Simulación de seguro muñeca	100
Figura N° 100: Diagrama de conexión para la lectura de la señal EMG.....	102
Figura N° 101: Foto de conexión del sistema.....	102
Figura N° 102: Señal EMG mostrada mediante el Serial plotter de Arduino.....	103
Figura N° 103: Interfaz de la simulación posición base	104
Figura N° 104: Interfaz de la simulación posición cerrado los dedos	104

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N° 1: Estimaciones antropométricas para la Mano de la Figura N° 13	25
Tabla N° 2: Propiedades del filamento PLA	39
Tabla N° 3: Rango de fuerza.....	60
Tabla N° 4: Peso de los componentes no impresos	61
Tabla N° 5: Peso de cada una de las piezas para una mujer ubicada en el percentil 50 .	61
Tabla N° 6: Peso de las partes ensambladas para una mujer ubicada en el percentil 50	63
Tabla N° 7: Peso de cada una de las piezas para un hombre ubicado en el percentil 95	63
Tabla N° 8: Peso de las partes ensambladas para un hombre ubicado en el percentil 95	64
Tabla N° 9: Nuevo Rango de fuerza.....	65
Tabla N° 10: Error relativo del algoritmo.....	92

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación_(1) Determinación de la intensidad de una imagen.....	10
Ecuación_(2) Determinación del tono de una imagen.....	10
Ecuación_(3) Determinación de la saturación de una imagen.....	10
Ecuación_(4) Criterio de umbral para binarización de una imagen	11
Ecuación_(5) Desviación estándar 1 de una imagen según método de Otsu.....	11
Ecuación_(6) Desviación estándar 2 de una imagen según método de Otsu.....	12
Ecuación_(7) Media 1 de una imagen según método de Otsu.....	12
Ecuación_(8) Media 2 de una imagen según método de Otsu.....	12
Ecuación_(9) Varianza 1 de una imagen según método de Otsu	12
Ecuación_(10) Varianza 2 de una imagen según método de Otsu	12
Ecuación_(11) Varianza ponderada de una imagen según método de Otsu.....	12
Ecuación_(12) Fórmula y criterio para la dilatación de una imagen	13
Ecuación_(13) Fórmula y criterio para la erosión de una imagen.....	14
Ecuación_(14) Fórmula de la apertura de una imagen	15
Ecuación_(15) Criterio para la apertura de una imagen	15
Ecuación_(16) Fórmula del cierre de una imagen.....	16
Ecuación_(17) Criterio para el cierre de una imagen	16
Ecuación_(18) Fórmula para hallar el contorno exterior de una imagen	16
Ecuación_(19) Fórmula para hallar el contorno interior de una imagen	17
Ecuación_(20) Fórmula de la ganancia en un amplificador de instrumentación.....	21
Ecuación_(21) Fórmula del Momento de una Fuerza	54
Ecuación_(22) Aplicación del Momento en una prótesis	54
Ecuación_(23) Aplicación del equilibrio de Momentos en un dedo estirado de mujer en el percentil 50.....	55
Ecuación_(24) Aplicación del equilibrio de Momentos en un dedo doblado de mujer en el percentil 50.....	56
Ecuación_(25) Aplicación del equilibrio de Momentos en un dedo doblado de hombre en el percentil 95.....	57
Ecuación_(26) Aplicación del equilibrio de Momentos con el pulgar doblado de mujer en el percentil 50.....	58

Ecuación_(27) Aplicación del equilibrio de Momentos con el pulgar doblado de hombre en el percentil 95.....	60
Ecuación_(28) Fórmula para el peso de la prótesis	60
Ecuación_(29) Determinación de la velocidad de ejecución.....	65
Ecuación_(30) Fórmula del error relativo	91

RESUMEN

El desarrollo de este proyecto de tesis consistió en desarrollar y simular una prótesis transradial para pacientes amputados orientado a la personalización, a través del uso de parámetros para la construcción de un modelo 3D original de una prótesis en el software Inventor. Estos parámetros se obtuvieron con un algoritmo computacional desarrollado en el GUI del software Matlab, y consistió en procesar las fotografías capturadas de la mano del paciente sobre una plantilla con mediciones establecidas; para ello, también se utilizaron algunas funciones del Toolbox Image Processing y Signal Processing, como *findpeaks*, *graythresh*, *rgb2hsv*, *medfilt2*, *imopen* y *regionprops*. Asimismo, el algoritmo se desarrolló con las dimensiones de las manos de los tesisistas, mientras que la prueba final se ejecutó con la ayuda de un tercero, logrando una precisión del 93.11% en general con respecto a las medidas reales. En paralelo, se fabricó y probó el funcionamiento de un circuito electrónico diseñado en el software Eagle y conformado por un amplificador de instrumentación, un filtro pasabanda y un rectificador de onda, para la adquisición de las señales electromiográficas que posteriormente fueron almacenadas en un formato digital; en cuanto a los componentes utilizados, estos fueron adquiridos directamente del mercado local. Una vez realizado los cálculos mecánicos necesarios posterior a la parametrización, se simuló el funcionamiento de la prótesis mediante el uso de una interfaz gráfica diseñada en el software Labview indicando, de forma simultánea, la posición de los actuadores según el tipo de señal adquirida en tiempo real, permitiendo de esta forma obtener los resultados que cumplieron con los objetivos generales y específicos de esta investigación.

Palabras Claves: Prótesis transradial, Dimensiones antropométricas, Interfaz gráfica GUI, Software Labview, señales EMG.

ABSTRACT

The development of this thesis project consisted of developing and simulating a transradial prosthesis for amputees oriented to customization, through the use of parameters for the construction of an original 3D model of a prosthesis in the Inventor software. These parameters were obtained with a computational algorithm developed in the GUI of the Matlab software, and consisted of processing the captured photographs of the patient's hand on a template with established measurements; for this, some functions of the Toolbox Image Processing and Signal Processing were also used, such as *findpeaks*, *graythresh*, *rgb2hsv*, *medfilt2*, *imopen* and *regionprops*. Likewise, the algorithm was developed with the dimensions of the students' hands, while the final test was executed with the help of a third party, achieving an overall accuracy of 93.11% with respect to the actual measurements. In parallel, an electronic circuit designed in Eagle software was manufactured and tested, consisting of an instrumentation amplifier, a band-pass filter and a wave rectifier, for the acquisition of electromyographic signals that were later stored in a digital format; regarding the components used, these were acquired directly from the local market. Subsequently, once the necessary mechanical calculations had been carried out after parameterization, the operation of the prosthesis was simulated by using a graphical interface designed in the Labview software, simultaneously indicating the position of the actuators according to the type of signal acquired in real time, thus allowing to obtain the results that met the general and specific objectives of this research.

Key Words: Transradial prosthesis, Anthropometric dimensions, GUI graphical interface, Labview software, EMG signals.

INTRODUCCIÓN

Actualmente en el Perú existe una población considerable de personas que posee algún tipo de discapacidad, Según el estudio “Perfil sociodemográfico de la población con discapacidad, 2017” realizado por el INEI, 3 millones 209 mil 261 personas presentan alguna dificultad o limitación permanente que les impide desarrollarse normalmente en sus actividades diarias.

Particularmente, la industria manufacturera es el lugar en donde se origina la mayor cantidad de accidentes laborales que resultan en lesiones permanentes, según un estudio realizado por el Instituto Nacional de Rehabilitación; además, la mayoría de estos accidentes terminan en algún tipo de amputación lo cual representa el 37% y con un promedio de 14,1 AAVPPP (acumulado de años de vida productiva potencialmente perdidos) por cada caso (Camacho, 2010).

Asimismo, el tiempo promedio de entrega de las prótesis es de 6 meses, superando el tiempo límite de 30 días post-operación para el correcto aprendizaje del uso de la prótesis por parte del paciente; por tal razón, es importante entregar una solución rápida y personalizada.

De esta manera, por las situaciones anteriormente citadas, esta investigación fue desarrollada para aportar con el diseño y planteamiento de una prótesis transradial y ergonómica para pacientes amputados, y de bajos recursos económicos; para ello, se realizó un proceso de parametrización obteniendo las dimensiones necesarias mediante técnicas algorítmicas de procesamiento digital de imágenes, así como también se diseñó un modelo de prótesis listo para dimensionar con los datos obtenidos, controlando los actuadores mediante la extracción de señales del paciente y lograr de esa manera la simulación de todo el sistema.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

El problema principal radica en el costo excesivo de una prótesis transradial por la propia complejidad que esta demanda. Pues, muchas personas que laboran en la industria manufacturera, quienes han sufrido amputaciones debido a algún accidente en su trabajo y cuentan con escasos recursos económicos, no pueden acceder a una prótesis para poder realizar alguna actividad de la vida cotidiana o en el propio centro de trabajo. Por tal razón, en esta investigación se pretende diseñar y simular una prótesis transradial para pacientes amputados mediante la parametrización, la adquisición de señales electromiográficas y herramientas de procesamiento digital de imágenes, con la finalidad de presentar un prototipo que sirva como punto de partida para una posterior implementación de la propia en forma física y con un costo accesible, de tal forma que ayude a muchos trabajadores con bajos ingresos que fueron víctimas de amputaciones por diversos accidentes laborales en la industria manufacturera.

1.1. Formulación del problema

1.1.1. Problema General

¿Cómo diseñar y simular una prótesis transradial mediante parametrización, PDI y EMG para pacientes amputados?

1.1.2. Problemas Específicos

- a) ¿Cómo desarrollar algorítmicamente una técnica de procesamiento de imágenes para obtener las dimensiones antropométricas del paciente que hará uso de la prótesis transradial propuesta?
- b) ¿Cómo diseñar un sistema mecánico con diseño parametrizado para la prótesis transradial personalizada?
- c) ¿Cómo diseñar e implementar un circuito electrónico de adquisición de señales electromiográficas (EMG) para almacenarlas en formato digital?
- d) ¿Cómo simular la implementación del diseño parametrizado utilizando las señales del EMG, para validar el funcionamiento de la prótesis transradial?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Diseñar y simular una prótesis transradial para pacientes amputados mediante la parametrización, técnicas de procesamiento digital de imágenes y la adquisición de señales electromiográficas.

1.2.2. Objetivos Específicos

- a) Desarrollar algorítmicamente una técnica de procesamiento digital de imágenes para obtener las dimensiones antropométricas del paciente que hará uso de la prótesis transradial propuesta.
- b) Diseñar un sistema mecánico con diseño parametrizado para la prótesis transradial personalizada.
- c) Diseñar e implementar un circuito electrónico de adquisición de señales electromiográficas (EMG) para almacenarlas en formato digital.
- d) Simular la implementación del diseño parametrizado utilizando las señales del EMG, para validar el funcionamiento de la prótesis transradial

1.3. Importancia y justificación

1.3.1. Importancia

La importancia de este proyecto radica en la posibilidad de desarrollar nuevos diseños de prótesis a raíz de investigaciones donde se consideran los puntos o características que se deben de rescatar de los modelos comerciales, y que características cambiar para así lograr el beneficio y utilidad total de los usuarios finales. Asimismo, el poder materializarlos o fabricarlos con un coste accesible y tiempo de producción reducido para los trabajadores u operarios cuyos ingresos salariales pueden estar por debajo de la media.

La importancia desde el marco legal de este proyecto se realiza considerando la ley emitida por el Congreso Nacional del Perú, (29973), la cual tiene la finalidad de establecer el marco legal para la promoción, protección y realización, en condiciones de igualdad, de los derechos de la persona con

discapacidad, promoviendo su desarrollo e inclusión plena y efectiva en la vida política, económica, social, cultural y tecnológica.

El éxito futuro de este proyecto permitirá a los trabajadores que puedan seguir laborando sin complicaciones o excepciones por tener un brazo amputado, y así llevar el ingreso económico a su hogar como un trabajador común y ordinario.

1.3.2. Justificación

a) Justificación tecnológica: Esta radica en la posibilidad de aplicar nuevas tecnologías que permitan un mejor desarrollo de la investigación pertinente sobre la biomédica, orientado a pacientes con discapacidad motora, obteniendo reconocimientos e impulsando a que exista más apoyo por parte del Estado para su correcto y saludable desarrollo e implementación.

b) Justificación social: Porque los trabajadores que hayan sufrido de algún accidente, no podrán ser impedidos de continuar con sus labores, y por lo cual podrán regresar a su vida cotidiana sin perjudicar sus ingresos económicos.

1.4. Limitaciones

a) Parte mecánica: La selección de un material que sea resistente, que tolere las cargas a las que será sometida la prótesis, y de un peso ligero aproximadamente de 500 gramos para la simulación del prototipo.

b) Parte electrónica: La delimitación del área de trabajo disponible para la placa a desarrollar según el diseño seleccionado para la parametrización.

c) Parte de programación: El uso de librerías compatibles para la conexión entre el ordenador y el microcontrolador empleado.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Marco Histórico

Puglisi, L. y Moreno, H. (2006), en su trabajo titulado *Prótesis Robóticas*. Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial, señalan que sustituir por pérdida alguno de los miembros humanos por dispositivos es un acontecimiento que ha venido sucediendo desde hace más de dos mil años. Durante el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a la vida laboral, orientó en gran medida las innovaciones presentadas a lo largo de los años. Inicialmente el objetivo propuesto es alcanzado por el médico francés Gripoulleau, quien fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como unidad terminal. La prótesis con mando mioeléctrico tiene su origen en Rusia durante la década del 60. Esta opción protésica basa su control en los pequeños potenciales eléctricos extraídos de las masas musculares del muñón, siendo conducidos y amplificados para energizar y obtener el movimiento de la misma. A finales del siglo XX las funciones de las prótesis con mando mioeléctrico, estaban limitadas al cierre y apertura de una pinza. Las diferencias entre los distintos modelos encontrados en el mercado consisten en el tipo de control que emplean, pero la mayoría realiza básicamente las mismas funciones. Actualmente, los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón. (p. 1,2)

2.2. Investigaciones relacionadas con el tema

Alvarado y otros. (2018), en su trabajo titulado “Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis robótica fabricada en una impresora 3D”. Revista chilena de ingeniería, *Ingeniare*, vol. 27. Señalan que: El cambio de impedancia, propio de electrodos secos, no afectó el control de la prótesis, por el contrario, se ve una mejora del control, dado que la impedancia tiende a disminuir a medida que pasa el tiempo y la persona se adapta automáticamente a estos nuevos niveles de señales mioeléctricas medidas. Demostrándose que con electrodos secos el control es más efectivo, porque logró un 85,71% de control total con respecto al 57,14% del método con electrodos húmedos, también, porque por medio del sistema de cierre gradual de cada dedo,

de pulgar hacia el meñique, las personas pueden adaptarse mejor a este control. (p. 535)

Camacho H. (2010), en su trabajo titulado “Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos”. Instituto Nacional de Rehabilitación, manifiestan que: Las edades de los 108 pacientes en el momento de la amputación por accidente de trabajo fueron de 11 a 63 años. El rango de edad predominante de amputación fue de 21 a 30 años, con 40,7%, seguido por el de 31 a 40 años, con 19,4%. La actividad económica con mayor número de casos fue la manufactura, con 37,9%, seguido de transporte, almacenamiento y comunicaciones, con 22,2%. (p. 273)

Joseph T. y Otros. (2011), en su trabajo titulado “Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands”. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, manifiesta que: Existe una dificultad en establecer un sistema mecánico exacto y los requerimientos de funcionamiento. Sin embargo, todas estas medidas están sujetas a las necesidades exactas del paciente, incluyendo la naturaleza y el nivel de amputación, al igual que el nivel de actividad, necesidades profesionales y otros. (p. 6)

2.2.1. Antecedentes Nacionales

Sullcahuamán, B. (2013), en su tesis para optar por el título de Ingeniero Mecánico, titulado “Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial” de la Pontificia Universidad Católica de Perú, Lima. Donde se diseñó un prototipo de prótesis mioeléctrica dirigida a pacientes que sufrieron amputaciones por debajo del codo (transradial). Entre sus conclusiones se manifiestan que: La utilización de material rugoso en los dedos es determinante para aumentar la capacidad de carga del prototipo. (p. 93)

Bustamante M. (2018), en su tesis para optar por el título de licenciada en Arte con mención de Diseño Industrial, titulado “Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada” de la Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima. Donde se diseñó una prótesis de mano centrado en la

filosofía del “Diseño centrado en el usuario”. Entre sus conclusiones se manifiestan que: El uso de la metodología centrada en el usuario (DCU), aplicada en el desarrollo del presente proyecto, ha permitido que el usuario sea partícipe de todo el proceso de diseño, llegando a entender y satisfacer sus necesidades específicas. (p 163). Utilizar el escaneo 3D para obtener copias del muñón permitió simplificar el proceso de diseño del encaje protésico. (p. 164)

Estrella M. y López Y. (2019), en su tesis para optar por el título de Ingeniero Electrónico, titulado “Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho” de la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo, Lambayeque - Perú. Donde se diseñó y construyó un prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D, para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho, generando así movilidad y permitir que puedan acometer tareas sencillas aumentando su autonomía. Entre sus conclusiones se manifiestan que: El diseño para el soporte de la prótesis se pudo realizar, por el uso de la tecnología en 3D utilizando un software adecuado que fue seleccionado por ser amigable y de fácil adaptación de manejo para el diseño, contando con el acceso de sus licencias gratuitamente. Obteniendo un diseño compatible con la estética y dimensiones del paciente. (p. 102)

2.2.2. Antecedentes Internacionales

Martell A. y Barrón L. (2011), en su reporte técnico de investigación para optar por el título de Ingeniero de Sistemas Computacionales, titulado “Obtención de dimensiones de la mano mediante el procesamiento digital de imágenes” de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, México. Donde se desarrolló una aplicación que permite la obtención de dimensiones de la mano por medio del procesamiento digital de imágenes. Entre sus conclusiones se manifiestan que: La aplicación desarrollada es capaz de obtener las dimensiones de la mano con un porcentaje de exactitud general del 96% y con porcentajes de exactitud individual que oscilan entre el 94% y el 98%, por lo que se prueba que el

procesamiento digital de imágenes puede ser utilizado confiablemente en la obtención de dimensiones antropométricas, en este caso de la mano. (p. 57).

Alonso C. (2018) En su tesis para optar por el título de Ingeniero Mecánico, titulado “Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste” de la Universidad de Valladolid, España. Donde se abordó el estudio de un prototipo de prótesis de mano de bajo coste desarrollado con fabricación aditiva. Entre sus conclusiones se manifiestan que: El material elegido, PLA, ha permitido desarrollar una prótesis de forma barata sin conocimientos previos en la fabricación aditiva. (p. 94). Tras el análisis y discusión de todos los resultados obtenidos, se enuncian las conclusiones deducidas en el análisis experimental de probetas fabricadas con material PLA: Los parámetros más influyentes en las probetas estudiadas, en orden descendente, son: orientación, altura de capa y velocidad de impresión. (p. 95)

Cambás R. (2011) En su tesis para obtener el grado de doctor en el Departamento de Sistemas y Automática, titulado “Metodología de diseño de manos robóticas basados en los estados de su sistema accionador” de la Universidad Carlos III de Madrid, España. Donde se propuso una metodología de diseño de manos robóticas desde un punto de vista particular, que es el de los estados que puede ofrecer su sistema de accionamiento, teniendo en cuenta la capacidad de combinarlos y hacerlos independientes. Entre sus conclusiones se manifiestan que: Es importante aclarar que esta metodología, si bien puede ser escalada a cualquier sistema robótico, sólo pudo haber surgido en base al análisis aplicado al diseño de manos robóticas, ya que es en este tipo de sistemas robóticos en el que se pueden concentrar una gran cantidad de actuadores en un espacio realmente reducido y, en el que hay una necesidad de optimizar la capacidad de dicho sistema accionador. (p. 179)

Estelle S. (2019) En su tesis para obtener el grado de Master de Ciencia en Ingeniería Mecánica, titulado “Optimizing 3D Printed Prosthetic Hand and Simulator” de la Loyola Marymount University, Estados Unidos. Donde se examinó la posición y uso de un simulador de prótesis de extremidad superior

sobre no amputados. En adición, este estudio examinó el avance del gancho prostético 5X Hosmer con la adición del reciente diseño de armadura en la prótesis utilizando un nuevo método de manufactura, como la impresión 3D. Entre sus principales conclusiones manifiestan que: Entregando una prótesis impresa en 3D que puede resistir el uso de actividades diarias, con menos peso que el original, ser más accesible y ser también más fácil de distribuir lo vuelve una importante herramienta. Siendo los 30 primeros días después de la amputación el tiempo crítico para un amputado para aprender a utilizar una prótesis, entregar una solución al individuo rápido es críticamente importante y encontrar una solución para este problema parece beneficioso para el éxito de la amputado y del dispositivo. (p. 55)

2.3. Bases Teóricas relacionadas con el tema

Significa señalar las fuentes teóricas en que se basó la investigación, procurando, en lo posible, justificar la base científica de cada una de ellas para su correcta simulación.

2.3.1. Procesamiento digital de imágenes (PDI)

De una manera general, se le conoce así “al conjunto de técnicas y procesos para descubrir o hacer resaltar información contenida en una imagen usando como herramienta principal una computadora.” (Domínguez, 1996, p.2)

a) Espacio de color

Método de representación por el que se pueda especificar, crear o visualizar cualquier color. La especificación numérica de un color se efectúa mediante tres cantidades (luminancias) que definen dicho color de forma cualitativa y cuantitativa (CEA, 2016, p.48).

b) El espacio de color HSV

El espacio de color HSV (Hue, Saturation and Value) es una variación del espacio de color HSI (Hue, Saturation, Intensity). El espacio de color HSI se basa en el modo de percibir los colores que tenemos los humanos. Dicho sistema caracteriza el color en términos de tono o tinte (hue), saturación

(saturation) y brillo (intensity); componentes que se muestran favorables a realizar segmentaciones de la imagen en atención al tono o tinte del color, con mayor invariancia a la iluminación (CEA, 2016, p.50).

Las expresiones más comúnmente utilizadas en la transformación del espacio de color RGB (Red, Green, Blue) a HSI vienen definidas por las ecuaciones (1), (2) y (3). Donde H es el tono, I es intensidad, R es rojo, G es verde, B es azul y α es ángulo que depende de la relación de G y B.

$$I = \frac{R + G + B}{3} \quad (1)$$

Fuente: CEA. (2016). p.52.

$$H = \frac{\alpha - \arctan\left(\frac{\sqrt{3}(R - I)}{G - B}\right)}{2\pi} \quad (2)$$

$$\text{con: } \alpha = \frac{\pi}{2}, \text{ si } G > B \quad \& \quad \alpha = \frac{3\pi}{2}, \text{ si } G < B$$

Fuente: CEA. (2016). p.52.

En el caso de tener un color con igual componente verde y azul (G=B), el tono será igual a la unidad (H=1).

$$S = \sqrt{R^2 + G^2 + B^2 - 2RG - RB - BG} \quad (3)$$

Fuente: CEA. (2016). p.53.

En la Figura N° 1 se puede observar la representación del espacio de color HSV.

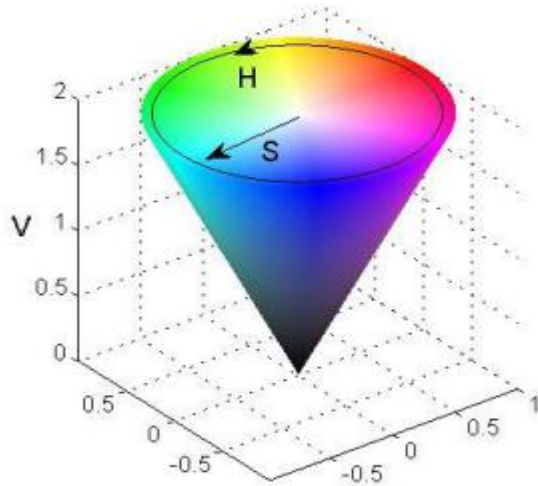


Figura N° 1: Representación del espacio de color HSV
 Fuente: CEA. (2016). p.53.

c) Técnicas de procesamiento

Para esta investigación se llegó a implementar 2 diferentes técnicas:

i) Transformación Gris-Binaria

Esta técnica sigue la condición de la ecuación (4). Donde I_{BIN} es la imagen binaria, I_{Gris} es la imagen en escala de grises, $Umbral$ es el valor numérico asignado para la transformación.

$$I_{BIN} = \begin{cases} 1, & I_{Gris} \geq Umbral \\ 0, & I_{Gris} < Umbral \end{cases} \quad (4)$$

Fuente: Elaboración propia

ii) Método Otsu: Selección de umbral óptimo

Es una técnica de selección de umbral óptimo para la binarización de una imagen. Expresado de forma matemática en las ecuaciones (5) y (6). Donde, dada una imagen: L es nivel de intensidad, T es el umbral buscado, w_1 y w_2 desviación estándar, μ_1 y μ_2 medias, σ_1 y σ_2 varianzas.

$$w_1(t) = \sum_{z=1}^T P(z) \quad (5)$$

Fuente: CEA. (2016). p.106.

$$w_2(t) = \sum_{z=T+1}^T P(z) \quad (6)$$

Fuente: CEA. (2016). p.106.

Se obtienen las medias y varianzas asociadas con las ecuaciones (7), (8), (9) y (10).

$$\mu_1(t) = \sum_{z=1}^T zP(z) \quad (7)$$

Fuente: CEA. (2016). p.107.

$$\mu_2(t) = \sum_{z=T+1}^T zP(z) \quad (8)$$

Fuente: CEA. (2016). p.107.

$$\sigma_1^2(t) = \sum_{z=1}^T (z - \mu_1(t))^2 * \frac{P(z)}{w_1(t)} \quad (9)$$

Fuente: CEA. (2016). p.107.

$$\sigma_2^2(t) = \sum_{z=T+1}^T (z - \mu_2(t))^2 * \frac{P(z)}{w_2(t)} \quad (10)$$

Fuente: CEA. (2016). p.107.

Finalmente se concluye la varianza ponderada observada en la ecuación (11).

$$\sigma_w^2(t) = w_1(t) * \sigma_1^2(t) + w_2(t) * \sigma_2^2(t) \quad (11)$$

Fuente: CEA. (2016). p.107.

Se elige el umbral T correspondiente al nivel de intensidad que proporcione la mínima varianza ponderada definida (CEA, 2016, p.107).

d) Procesamiento Morfológico

Técnica de la visión por computador que analiza las imágenes basándose en propiedades de la forma y empleando álgebra de conjuntos entre Elementos Estructurantes (EE). Estos métodos pueden ser aplicados tanto a imágenes binarias, como a imágenes en niveles de gris y de color (CEA., 2016, p.77).

El EE es una matriz que identifica el píxel de la imagen que se está procesando y define la vecindad utilizada en el procesamiento del mismo.

i) Dilatación

Es la operación que da como resultado un conjunto de puntos conformado por todas las posibles sumas de pares de puntos, en las que un grupo pertenece al conjunto X y otro grupo, al EE desplazado. De una manera formal se corrobora en la ecuación (12). Donde X es un elemento de la imagen conocido como objeto, B es un elemento estructurante, x es un elemento de X, b es un elemento de B.

$$Dilatación: X \oplus B = \{c | c = x + b, \forall x \in X \quad \forall b \in B\} \quad (12)$$

Fuente: CEA. (2016). p.80.

Los EE más comunes en vecindades cuadradas para la dilatación, que pretenden preservar la isotropía del mismo, son los mostrados en la Figura N° 2.

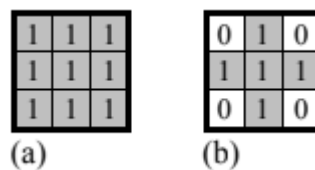


Figura N° 2: (a) EE para nueve vecinos; (b) EE para 4 vecinos

Fuente: CEA. (2016). p.81.

ii) Erosión

Es una operación con el efecto contrario a la dilatación, por lo que reduce el tamaño de los objetos. La mecánica es semejante, desplazando el EE a lo largo de la imagen, pero ahora el resultado será 1 para el punto en estudio con la condición que todos los puntos del EE están contenidos dentro del conjunto del objeto, como se comprueba en la condición planteada en la ecuación (13). Donde X elemento de la imagen conocido como objeto, B elemento estructurante, x es un elemento de X, b es un elemento de B.

$$\text{Erosión: } X \ominus B = \{x | B_x \subseteq X\} = \{x | B_x \cap X^c \neq \emptyset\} \quad (13)$$

Fuente: CEA. (2016). p.81.

En la Figura N° 3 se puede ver el efecto de esta operación empleando dos EE iguales en tamaño, pero con origen diferente.

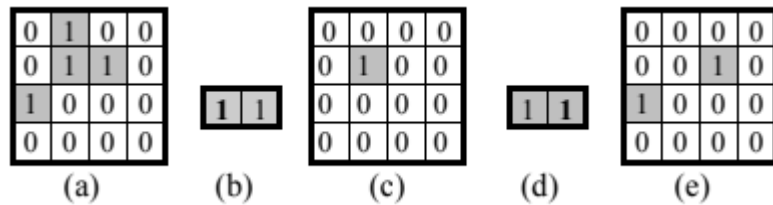


Figura N° 3:(a) Imagen original; (b) EE centrado con origen en el píxel izquierdo; (c) Imagen erosionada con (b); (d) EE centrado con origen en el píxel derecho; (e) Imagen erosionada con (d).

Fuente: CEA. (2016). p.82.

iii) Apertura

Esta operación se realiza mediante una erosión seguida de una dilatación empleando el mismo EE como corroboramos en la ecuación (14). Donde X elemento de la imagen conocido como objeto, B elemento estructurante. Al erosionar se pierden detalles pequeños, desaparece el ruido y se mengua la imagen; haciendo seguidamente la dilatación, la imagen crece y los detalles que no llegaron a perderse se resaltan.

$$\text{Apertura: } X \circ B = (X \ominus B) \oplus B \quad (14)$$

Fuente: CEA. (2016). p.83.

También se puede formular como la unión del EE B desplazado de tal manera que está siempre contenido por completo dentro del conjunto imagen, como corroboramos en la ecuación (15).

$$\text{Apertura: } X \circ B = \cup \{B_v | B_v \subseteq X\} \quad (15)$$

Fuente: CEA. (2016). p.83.

En la Figura N° 4 se puede ver el efecto de esta operación empleando dos EE iguales en tamaño, pero con diferente cantidad de pixeles vecinos.

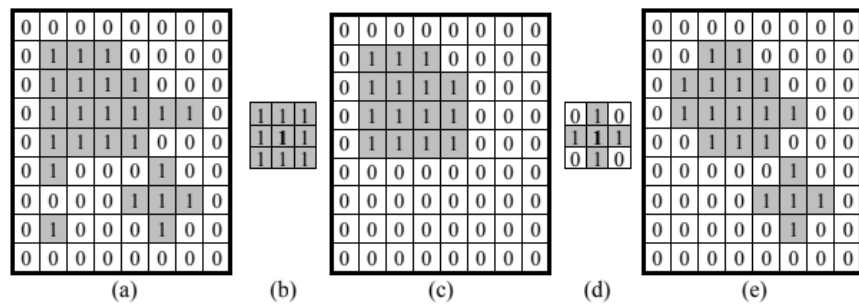


Figura N° 4: (a) Imagen original; (b) EE vecinos a 8; (c) Apertura de la imagen (a) con (b); (d) EE vecinos a 4; (e) Apertura de la imagen (a) con (d)

Fuente: CEA. (2016). p.83.

iv) Cierre

En este caso, en primer lugar, se hará una operación de dilatación, para seguidamente, manteniendo el mismo EE, hacer una erosión, como cercioramos en las ecuaciones (16) y (17). Al dilatar se rellenan intersticios, la imagen crece, luego cuando se erosiona la imagen vuelve a un tamaño semejante al original, como se demuestra en la Figura N° 5.

$$\text{Cierre: } X \cdot B = (X \oplus B) \ominus B \quad (16)$$

Fuente: CEA. (2016). p.83.

$$\text{Cierre: } X \cdot B = \cup \{B_v | B_v \cap X \neq \emptyset\} \quad (17)$$

Fuente: CEA. (2016). p.83.

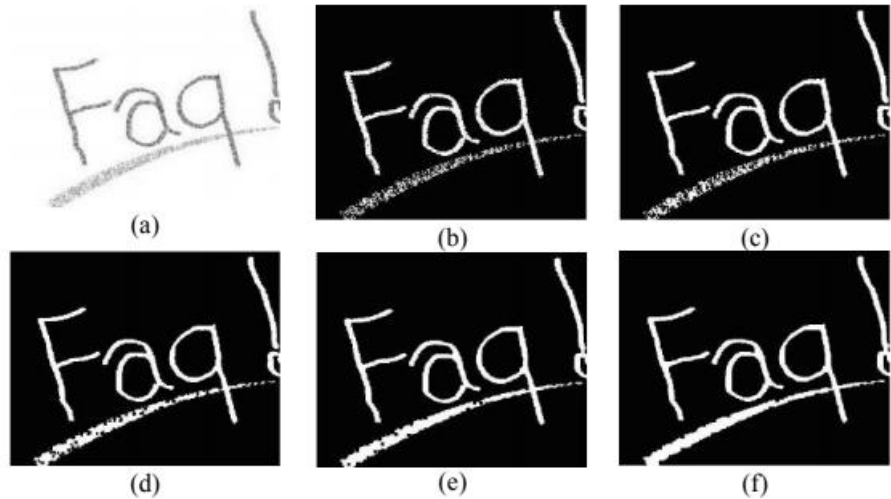


Figura N° 5: Desde la fila superior y de izquierda a derecha imagen en gris, binarizada y cierre de la misma con EE cuadrados de 3,5,7 y 9 elementos de lado.

Fuente: CEA. (2016). p.84.

v) Obtención de contornos

Con las operaciones de erosión y dilatación es fácil obtener un contorno, de la parte exterior o interior al perímetro de una figura. El contorno puede ser tanto o más marcado empleando EE de mayor tamaño tal como se ve el contorno exterior del perímetro en la Figura N° 6 según como hayan sido especificadas las condiciones en la ecuación (18) y (19) (CEA, 2016, p.85).

$$\text{Contorno}_{\text{exterior}} = (X \oplus B) - X \quad (18)$$

Fuente: CEA. (2016). p.85.

$$Contorno_{interior} = X - (X \ominus B) \quad (19)$$

Fuente: CEA. (2016). p.85.

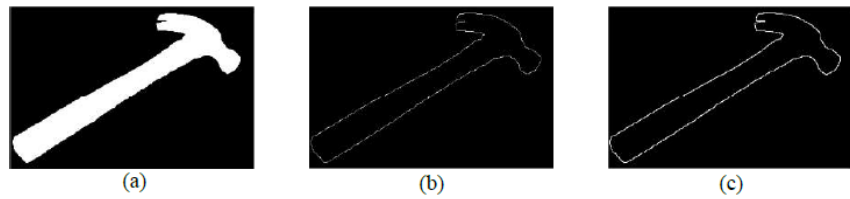


Figura N° 6: (a) Imagen binaria (b) contorno exterior (c) Ídem que (b) pero con EE de tamaño 5.

Fuente: CEA. (2016). p.85.

2.3.2. Interfaz Gráfica de usuario

La interfaz gráfica de usuario, conocida también como GUI (del inglés graphical user interface), es un programa informático que actúa de interfaz de usuario, utilizando un conjunto de imágenes y objetos gráficos para representar la información y acciones disponibles en la interfaz. Su principal uso consiste en proporcionar un entorno visual sencillo para permitir la comunicación con el sistema operativo de una máquina o computador (Shneiderman, 1998).

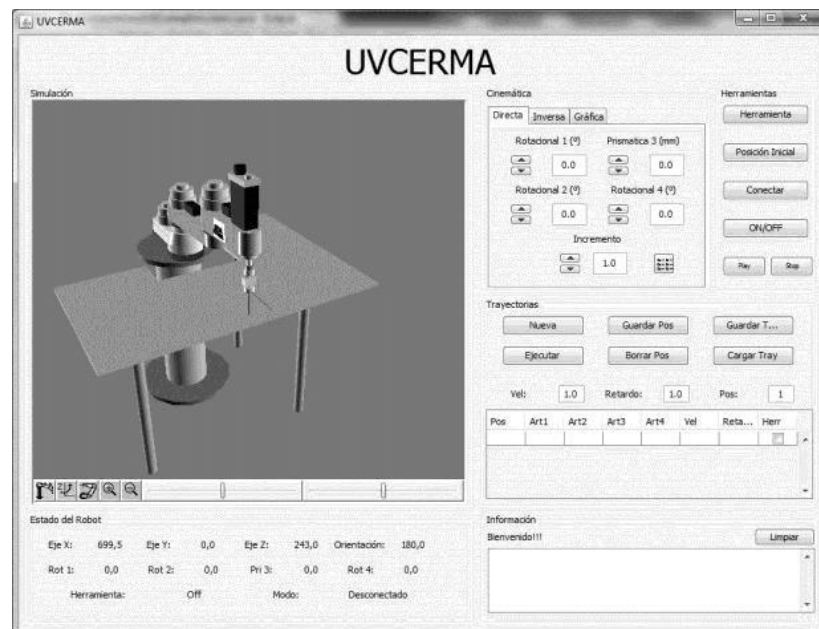


Figura N° 7: Interfaz Gráfica de Usuario

Fuente: https://www.researchgate.net/figure/Interfaz-grafica-de-usuario-JAVA-Fuente-Autores-Esta-interfaz-se-encuentra-divida-en_fig5_319149270

La Figura N° 7 es un claro ejemplo de una interfaz gráfica donde brinda al usuario todo tipo de información y se presta para la interacción mediante los botones, cuadros e imágenes para mayor entendimiento durante su manipulación.

2.3.3. Electromiografía

También llamado por sus siglas EMG, es una disciplina que permite reconocer mediante pulso, el accionar de los músculos conforme estos se contraigan o relajen. La señal electromiográfica permite construir el electromiograma, que corresponde a la suma temporal y espacial de los potenciales de acción de las unidades motoras (PAUMs) durante la contracción, permitiendo cuantificar de manera precisa y objetiva el comportamiento bioeléctrico muscular. (Guzmán & Méndez, 2018, p.2)

Se emplearon sensores no invasivos para la correcta toma de datos de la señal EMG.

- Sensores No Invasivos

Hace referencia a los sensores EMG que se ubican por encima de la piel, más no ingresados a través de este órgano; permitiendo un estudio sin agujas que implica un estricto uso. (Alva, 2012, p.22)

También llamado o considerado como electromiografía superficial es recomendado para estudios kinesiológicos superficiales, neurofisiológicos superficiales en los músculos y fisiológicos para lograr una interface entre un individuo y un aparato electromecánico. (De Luca, 2006, p.99)

Entre las diversas formas de análisis de la señal electromiográfica, se destacaron dos parámetros principales: la amplitud y frecuencia de la señal. A partir de la amplitud se determinó el nivel de activación del músculo o, específicamente, el porcentaje de activación. Esto se calculó analizando la media, el pico más alto, el área bajo la curva, la raíz media cuadrática de la señal (RMS, del inglés root mean square), entre otros.

(Guzmán & Méndez, 2018, p.4). A continuación, se visualiza en la Figura N° 8.

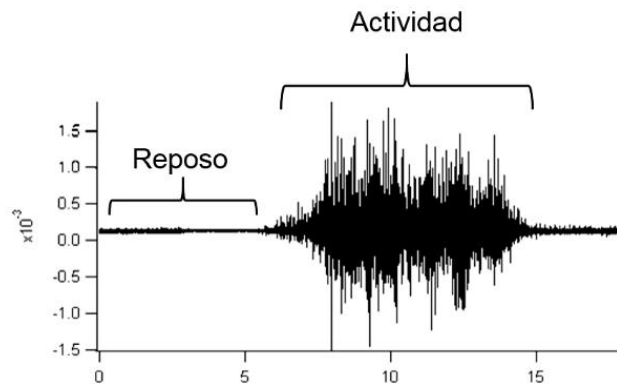


Figura N° 8: Señal electromiográfica cuando el músculo está en reposo y cuando ocurre la contracción muscular

Fuente: Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación – Guzmán & Méndez

Para extraer los datos obtenidos o señales del cliente, según los parámetros mencionados anteriormente, se empleó los Filtros Digitales previamente investigados y calculados, como se observa los resultados en el ejemplo de la Figura N° 9.

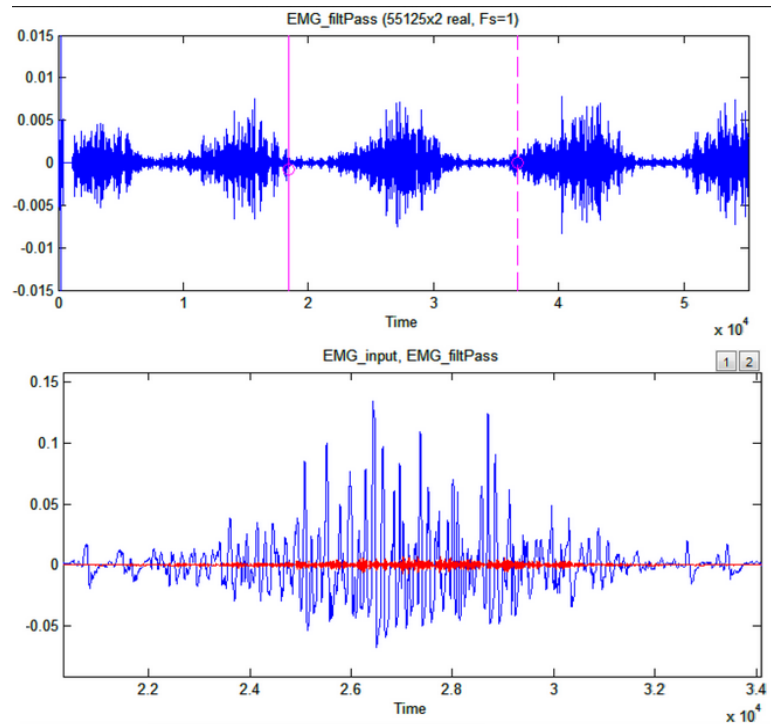


Figura N° 9: Ejemplo de un electromiógrafo mediante Matlab

Fuente: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38754-emg-electromiografo>

Las etapas para desarrollar un EMG son las siguientes:

a) Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación (o INA, por sus siglas en inglés) es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. (Drake, 2005, p.3)

Para la construcción del INA, es necesario emplear 3 amplificadores operacionales en conjunto con resistencias de valores calculados para obtener una ganancia y amplificar, como indica el nombre, la señal ingresada como vemos en la Figura N° 10.

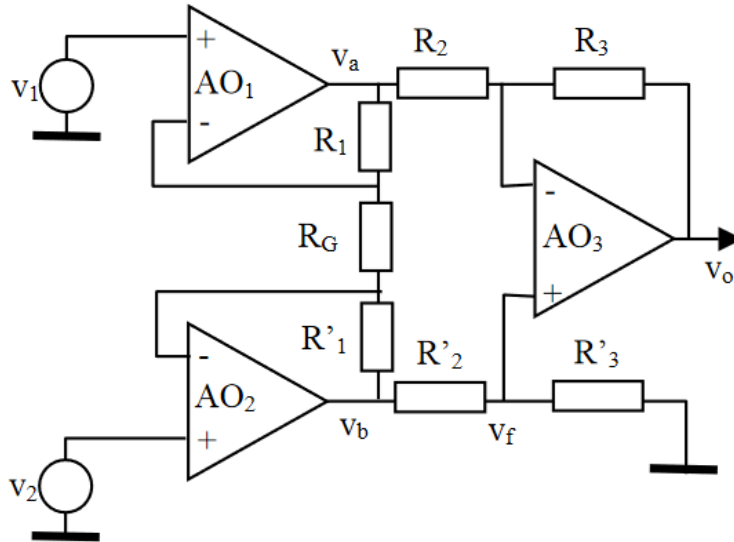


Figura N° 10: Configuración de la INA

Fuente: El amplificador de instrumentación. – José María Drake Moya

Para determinar la Ganancia en la INA, se empleó la siguiente ecuación (20):

$$V_0 = \left(\frac{R_3}{R_2}\right)\left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right)(V_2 - V_1) \quad (20)$$

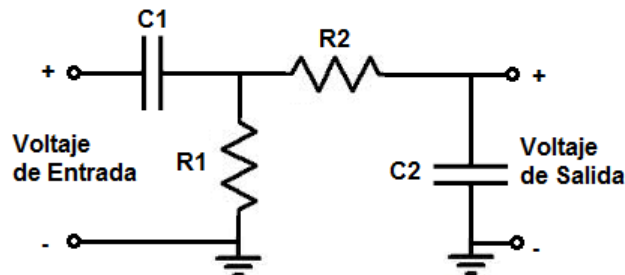
Fuente: https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf

Un amplificador operacional, a menudo conocido op-amp por sus siglas en inglés (operational amplifier), es un dispositivo amplificador electrónico de alta ganancia acoplado en corriente continua que tiene dos entradas y una salida. En esta configuración, la salida del dispositivo es, generalmente, cientos de miles de veces mayor que la diferencia de potencial entre sus entradas. (Floyd, 2008, p.593)

b) Filtros Pasa Banda

Un filtro paso banda es un tipo de filtro electrónico que deja pasar un determinado rango de frecuencias de una señal y atenúa el paso del resto (Real Academia de Ingeniería de España, 2014). Este tipo de filtros se utilizan con regularidad en la edición y ecualización de audio, logrando destacar ciertas frecuencias y bajar las que no se requieren.

La Figura N° 11 se observa los componentes electrónicos que deben de ir y su ubicación respectiva, mostrando las ecuaciones de las frecuencias de corte mínima y máxima.



$$\text{Frecuencia de Corte Baja} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2}$$

$$\text{Frecuencia de Corte Alta} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Figura N° 11: Componentes electrónicos de filtros pasa banda

Fuente: <http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-pasa-banda.php>

El filtro de pasa banda, mostrado en la Figura N° 11, se compone en una primera parte por un filtro paso alto conformado por la resistencia R1 y el condensador C1. Lo que hace el filtro paso alto es que deja pasar todas las frecuencias por encima del punto de “frecuencia de corte baja”. La siguiente parte del circuito es el filtro paso bajo conformado por la resistencia R2 y el condensador C2. Lo que hace el filtro paso bajo deja pasar todas las frecuencias por debajo de la “frecuencia de corte alta”. Todas las frecuencias entre estos 2 puntos de “frecuencia de corte” forman la banda de paso del circuito de filtro pasa banda.

c) Rectificador de media onda con filtro RC (Diodo ideal)

Un circuito RC sirve como filtro para hacer que el voltaje alterno se vuelva directo casi como el de una batería, esto es gracias a las pequeñas

oscilaciones que tiene la salida del voltaje, las cuales son prácticamente nulas. La primera parte del circuito consta de una fuente de voltaje alterna, seguido de un diodo que en esta ocasión será ideal (simplemente para facilitar la comprensión del funcionamiento) y finalmente el filtro RC. (Ecured, 2014).

Los rectificadores eléctricos son los circuitos encargados de convertir la corriente alterna en corriente continua. Los más habituales son los contruidos con diodos o con tiristores, en la Figura N° 12 se puede apreciar el circuito rectificador de media onda.

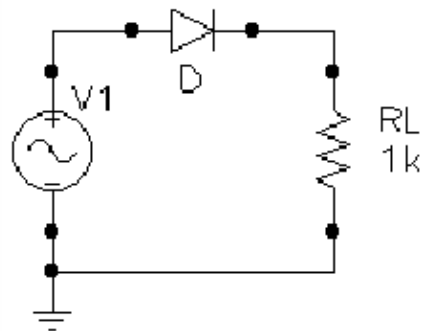


Figura N° 12: Circuito rectificador de media onda

Fuente: www.forosdeelectronica.com

Para este caso en particular, se empleó dicho circuito para suprimir la amplitud negativa de la señal de salida obtenida, para que, cuando la señal sobrepase cierto valor de voltaje, los actuadores procedan a cumplir con su función.

2.3.4. Modelamiento paramétrico

El término "modelado paramétrico" se refiere a las relaciones entre todos los elementos de un proyecto que permiten la coordinación y la gestión de cambios que proporciona el software de diseño que uno esté empleando. Estas relaciones las crea automáticamente el software, o el usuario con su trabajo.

En matemáticas y en el diseño mecánico CAD, los números o las características que definen estos tipos de relaciones reciben el nombre de "parámetros"; de ahí

que el funcionamiento del software sea paramétrico. Esto proporciona las ventajas fundamentales de coordinación y productividad en el software a usar: al modificar algo en cualquier momento y ubicación dentro del proyecto, se coordinará el cambio en todo el proyecto. (Autodesk, 2019).

- Proceso de diseño paramétrico

El proceso presenta en general cuatro actividades: la definición de condiciones iniciales, la preparación del procedimiento paramétrico (o selección de una utilidad específica), la ejecución del procedimiento y la selección o interpretación de resultados, además del conjunto de parámetros considerados. Frecuentemente estas actividades y datos se combinan y definen condiciones mientras se prepara o ejecuta el procedimiento, o lo ajustan según los resultados o nuevas posibilidades que se avizoran. Sin embargo, diferenciarlos contribuye a su desarrollo y generalización (Davis et al., 2011).

2.3.5. Antropometría

La antropometría es la rama de las ciencias humanas que trata con las dimensiones del cuerpo; particularmente con las dimensiones de la talla del cuerpo, formas, fuerza y capacidad de trabajo (Pheasant, 1996, p.6).

- Antropometría de la mano

La anatomía ha hecho un número de intentos para clasificar la infinita variedad de acciones de las cuales las manos son capaces de hacer. La más básica distinción está entre los diferentes tipos de agarre (o prensil) y los no-agarres (como empujar, presionar, acariciar, bofetada, etc). En un agarre la mano forma la “cadena cinemática cerrada” la cual encierra un objeto en cuestión; en los no-agarres la mano es usada en una configuración de “cadena abierta”. Lo poco en común que comparten todas estas acciones entre estas dos categorías, es que la cadena cinemática está en la mano (Pheasant, 1996, p.84).

La Figura N° 13 es, para la población adulta británica, un equivalente para el “estándar referente de población”, que es descrito para las estimaciones antropométricas de los adultos entre 19-65 años de edad.

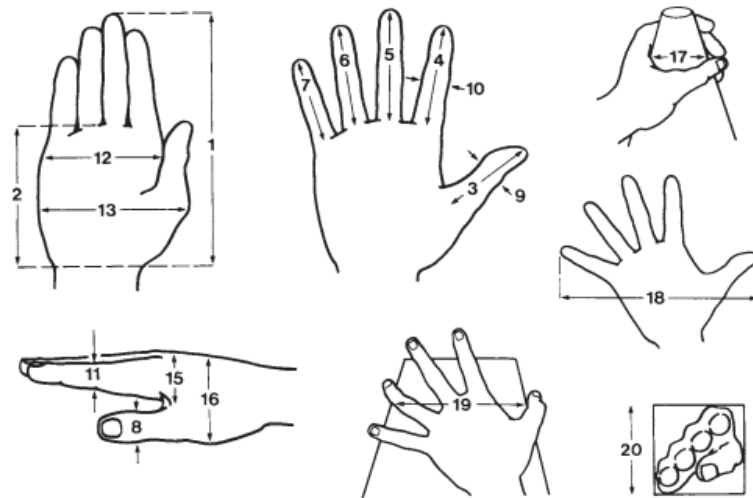


Figura N° 13: Antropometría de la mano.

Fuente: Pheasant, S. (1996). p.85.

La Tabla N° 1 nos da la data antropométrica de la mano de un adulto, que se ha reunido de diferentes fuentes.

Tabla N° 1: Estimaciones antropométricas para la Mano de la Figura N° 13

Dimensiones	Hombres				Mujeres			
	5th %lie	50th %lie	95th %lie	SD	5th %lie	50th %lie	95th %lie	SD
1. Longitud de mano	173	189	205	10	159	174	189	9
2. Longitud de la palma	98	107	116	6	89	97	105	5
3. Longitud del pulgar	44	51	58	4	40	47	53	4
4. Longitud del dedo índice	64	72	79	5	60	67	74	4
5. Longitud del dedo medio	76	83	90	5	69	77	84	5

6. Longitud del dedo anular	65	72	80	4	59	66	73	4
7. Longitud del dedo meñique	48	55	63	4	43	50	57	4
8. Ancho del pulgar	20	23	26	2	17	19	21	2
9. Grosor del pulgar	19	22	24	2	15	18	20	2
10. Ancho del dedo índice	19	21	23	1	16	18	20	1
11. Grosor del dedo índice	17	19	21	1	14	16	18	1
12. Ancho de la mano (metacarpo)	78	87	95	5	69	76	83	4
13. Ancho de la mano (desde el pulgar)	97	105	114	5	84	92	99	5
14. Ancho de la mano (mínimo)	71	81	91	6	63	71	79	5
15. Espesor de la mano (metacarpo)	27	33	38	3	24	28	33	3
16. Espesor de la mano (incluido el pulgar)	44	51	58	4	40	45	50	3
17. Máximo diámetro de agarre	45	52	59	4	43	48	53	3
18. Máxima propagación	178	206	234	17	165	190	215	15
19. Máxima propagación funcional	122	142	162	12	109	127	145	11
20. Acceso mínimo a la plaza	56	66	76	6	50	58	67	5

Fuente: Pheasant, S. (1996). Pag.84.

2.3.6. Prótesis transradial

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado; por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado,

también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto (Dorador & Ríos & Flores & Juárez, 2004).

Para este caso, una prótesis transradial está explícitamente aplicada a la parte del cuerpo humano que comprende desde la zona del codo hasta el extremo de la mano del respectivo brazo.

a) Desarrollo de las prótesis de miembro superior

En todos ellos se aprecia un marcado empleo de sistemas mecatrónicos complejos, cuyo proceso de diseño, tecnologías de fabricación y materiales requeridos son altamente costosos. Además, es necesario resaltar el interés en emular, en apariencia y tipos de movimientos naturales de mayor frecuencia, con respecto a una mano real. Lo anterior genera la necesidad de contar con equipos de diseño multidisciplinarios que traten de manera concurrente todos los aspectos de desarrollo de las prótesis con una visión orientada a su ciclo de vida. (Loaiza & Arzola, 2011, p.4)

Para el desarrollo de la misma, existen muchas formas o medios las cuales se pueden concretar como prótesis, así como se visualiza en la Figura N° 14 y sirvieron como referencia tanto para el diseño estético, así como el diseño interno funcional del mismo para su simulación final.

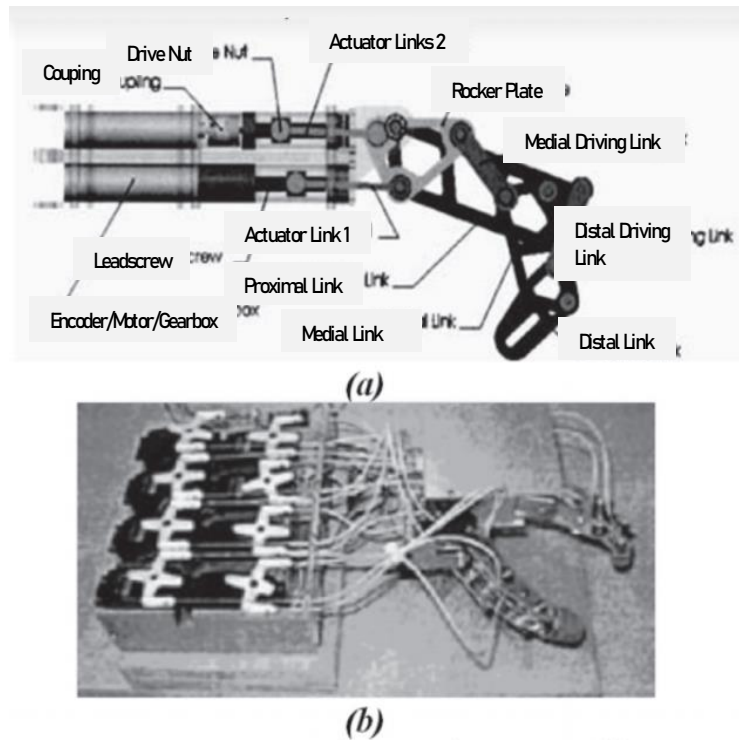


Figura N° 14: (a) Mano de Canterbury que utiliza eslabones mecánicos con movimiento directo; (b) Manipulador construido en la Universidad de Reading
 Fuente: Loaiza, J. & Arzola, N. (2011). p.193.

Las funciones principales de la prótesis de miembro superior son:

- Capacidad de ejercer la presión, la liberación, el transporte y el alcance de objetos cerca de la superficie corporal.
- Capacidad de control del movimiento e interacción entre el paciente y la prótesis para que se pueda realizar la acción muscular del muñón, y permita recibir información sensitiva.
- Restablecimiento del equilibrio y la simetría de la masa corporal, para la redistribución del centro de gravedad. (Cuevas & Arenas, 2014, p. 26)

b) Cinemática de los dedos comerciales

En la Figura N° 15 se ilustra los mecanismos usados para definir la relación entre los movimientos de los eslabones. Aunque estas prótesis usan el mecanismo cuatro barras, cada una utiliza un distinto método de movimiento del PIP (de las siglas en inglés Proximal Interphalangeal, o en español Interfalange proximal) para el movimiento de la unión de la MCP (de las siglas en inglés Metacarpophalangeal, o en español Metacarpo).



Figura N° 15: Imágenes de los dedos comerciales (arriba) y modelo cinético de mecanismo de acoplamiento de la unión de los dedos.

Fuente: Belter, J. et al. (2013). Pag.603.

El acoplamiento de las uniones PIP a DIP (de las siglas en inglés Distal Interphalangeal, o en español Interfalange distal) fueron obtenidas usando el análisis de un video del dedo durante un simple movimiento de flexión y extensión. Los ángulos de unión fueron obtenidos usando Matlab (MathWorks; Nattick, Massacucetts). Los resultados se muestran en la Figura N° 16, donde incluye un ajuste lineal impreso por todos los datos entregados por cada dedo.

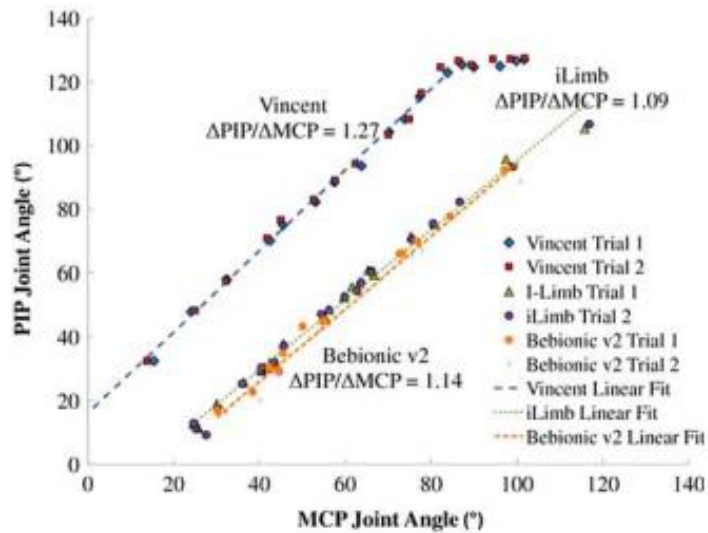


Figura N° 16: Vincent, *iLimb* y *Bebionic* v2 prótesis con características de relación lineal entre las uniones MCP y PIP durante el movimiento de extensión y flexión.

Fuente: Belter, J. et al. (2013). Pag.603.

El dedo Vincent tiene un ratio de acoplamiento lineal de cambio de ángulo PIP a cambio de ángulo MCP de 1.27. La meseta en el dedo Vincent se muestra desde 125° a 130° de movimiento de PIP correspondiente a los límites estrictos de viaje para la unión distal mientras que la unión proximal continua en un movimiento de flexión y por lo tanto no se incluye en el ajuste lineal. Las prótesis de *iLimb* y *Bebionic* v2 tienen similar ángulo de cambio PIP para un ratio de cambio de ángulo MCP de 1.09 y 1.14, respectivamente. El PIP para ratio MCP controla como los dedos envuelven los objetos de diferentes tamaños. En humanos el movimiento de las manos, el ratio de movimiento de MCP a PIP es diferente durante los movimientos de agarre para objetos de diferente tamaño.

2.4. Diseño de la Investigación

2.4.1. Relación entre Variables

Las variables de la investigación están determinadas por el título, y estas son:

- a) Variable Independiente I: Modelo de parametrización.

Indicadores: Dimensiones antropométricas del paciente, Material ligero y resistente, y Simulación mecánica óptima del modelo.

- b) Variable Independiente II: Técnicas de procesamiento digital de imágenes.
Indicadores: Algoritmo de procesamiento espacial, Cámara incorporada en los teléfonos móviles, Margen de error mínimo.
- c) Variable Independiente III: Adquisición de señales EMG.
Indicadores: Señal EMG Estándar, Ubicación estándar para la adquisición de señales.
- d) Variable Dependiente: Diseño y simulación de una prótesis transradial para pacientes amputados.
Indicadores: Diseño de la prótesis transradial, simulación de la prótesis transradial.

2.4.2. Tipo y Método de Investigación

El tipo de investigación correspondió al tipo aplicado, porque se generó una propuesta de aplicación directa a los problemas de la sociedad o un sector privado, en este caso, para un sector de la población adulta de bajos recursos que laboren en plantas industriales y hayan sufrido una amputación transradial; asimismo, correspondió al tipo tecnológica porque se basó en la búsqueda de conocimiento y saberes para la resolución de problemas y demostrar mejoras en procesos del día a día de la sociedad.

En cuanto al método de investigación, fue del tipo empírico y experimental porque se evaluaron todos los criterios necesarios obteniendo los datos más precisos y cercanos al real correspondiendo a los casos evaluados.

2.4.3. Técnicas e Instrumentos de Recolección de Datos

En la recolección de datos necesarios para esta investigación, en el caso de la toma de mediciones de las manos, se empleó como instrumento la cámara digital que está incluido en un dispositivo móvil por su fácil acceso y envío a otras personas, para así evitar que el paciente realice algún gasto demás y poder pasar sin complicaciones la foto a la interfaz creada después de su descarga.

Para la adquisición de las señales EMG deseadas, se utilizó electrodos que cumplen la función de sensores analógicos no invasivos con la finalidad de que el paciente no sienta alguna molestia durante su uso.

2.4.4. Procedimiento para la recolección de datos

Se tomaron, a través de una cámara digital, varias capturas de las manos de los investigadores según las posiciones previamente investigadas obteniendo los datos parametrizados necesarios desde la interfaz creada.

2.4.5. Técnicas de procesamiento y análisis de datos

Los métodos o pasos que se siguieron para el procesamiento y análisis de datos fueron los siguientes:

Primero se evaluaron varios modelos estándares y modelos cinemáticos y se determinó la forma y funcionalidad de la prótesis según los parámetros, considerando tanto la movilidad como la estética para el agrado del paciente. Posterior a ello, se diseñó en 3D la prótesis transradial en el software Inventor, en función a los criterios mencionados y respetando los límites como los posee una mano de carne y hueso.

Se realizó el algoritmo y la interfaz, en el software Matlab, para obtener las dimensiones previamente escogidas según se investigó, respecto a las fotos de las manos por parte de los pacientes. Luego, con el diseño se modificó el valor de las dimensiones del diseño en función a los datos obtenidos en la interfaz y se concretó de manera exitosa.

Después se pasó a realizar la simulación de la recolección de las señales EMG, según el circuito creado y los componentes considerados en software Labview.

Finalmente, se observó en la interfaz mencionada, los estados de funcionamiento de la prótesis, mostrando los valores de los actuadores y la señal leída en tiempo real.

CAPÍTULO III: DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

En el presente capítulo, se describe el diseño y simulación de una prótesis transradial para pacientes amputados mediante la parametrización, técnicas de procesamiento digital de imágenes y la adquisición de señales electromiográficas, el cual fue el objetivo principal de la presente tesis. Asimismo, se describe el desarrollo de cada una de sus partes, como: Algoritmo de procesamiento digital de imágenes para obtener las dimensiones antropométricas del paciente, diseño de la interfaz gráfica de usuario, diseño mecánico parametrizado para la prótesis transradial personalizada, y diseño e implementación de un circuito electrónico de adquisición de señales electromiográficas.

3.1. Condiciones iniciales

La prótesis simulada cumplió con las pruebas o requisitos para poder sustituir el miembro faltante en pacientes con amputación del tipo transradial, considerando las dimensiones antropométricas de paciente; dicha finalidad permitió desarrollar de manera exitosa las actividades planteadas en la presente tesis con las siguientes características funcionales:

a) Condiciones iniciales mecánicas:

- Prótesis parametrizable para personas adultas entre 19-65 años de edad, edad laboral.
- Prótesis mecánicamente resistente dentro de su rango de operación de agarre prensil.
- Prótesis de fácil ensamblaje.
- Peso de la mano de la prótesis, alrededor de 500 gramos.

b) Condiciones iniciales de software

- Algoritmo que permite obtener dimensiones antropométricas del paciente mediante la cámara de un smartphone.
- Interfaz gráfica que permite la obtención y exportación de los datos del paciente.
- Simulación gráfica que permite la visualización de la prótesis del paciente en funcionamiento.

c) Condiciones eléctricas

- Cables capaces de soportar el amperaje de alimentación.
- Voltaje de alimentación para los motores de 6 voltios.
- Alimentación del circuito EMG aislada de las fuentes de alimentación corriente alterna.

d) Condiciones electrónicas

- El circuito de adquisición de señales electromiográficas (EMG) debe ser capaz de atenuar el ruido de 60 Hz.
- El circuito de adquisición de señales electromiográficas (EMG) debe ser capaz de amplificar la señal obtenida para la lectura correcta del microcontrolador.
- El Microcontrolador debe ser compatible con el software de la implementación.

3.1.1. Diagrama de bloques

A continuación, se muestra en la Figura N° 17 el diagrama de bloques del desarrollo de la investigación planteada en esta tesis.

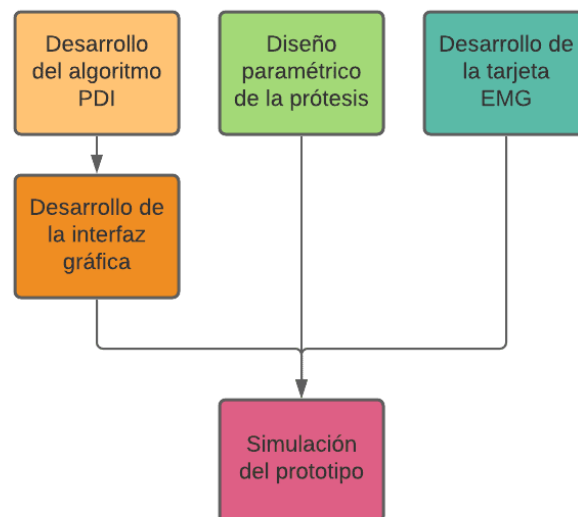


Figura N° 17: Diagrama de bloques del desarrollo del diseño

Fuente: Elaboración propia

3.2. Diseño mecánico

El diseño mecánico se dividió en 7 etapas:

- Selección de variables para la parametrización
- Selección del sistema cinemático
- Selección del material.
- Diseño de piezas.
- Cálculos: Fuerza en los dedos.
- Cálculo de peso.
- Velocidad de actuación.

Cada etapa muestra la composición del diseño parametrizado, los cuales son el principal criterio para el diseño de la prótesis.

3.2.1. Selección de variables para la parametrización

Para la selección de las variables, se tomó en consideración las posiciones de la mano que brindaron más información al momento de realizar el diseño paramétrico de la prótesis. Estas posiciones escogidas se pueden observar en la Figura N° 13 del capítulo 2 abarcando las dimensiones de la 1 a la 12 como se indican en la Tabla N° 1.

A continuación, se mencionan las dimensiones escogidas y su nombre como variable definida para la parametrización.

- Longitud de la palma (L_Palma)
- Longitud del pulgar (L_Pulgar)
- Longitud del dedo índice (L_Indice)
- Longitud del dedo medio (L_Medio)
- Longitud del dedo anular (L_Anular)
- Longitud del dedo meñique (L_Meñique)
- Ancho del dedo pulgar (A_Pulgar)
- Grosor del dedo pulgar (G_Pulgar)
- Ancho del dedo índice (A_Indice)
- Grosor del dedo índice (G_Indice)

- Ancho de la mano (A_Mano)

3.2.2. Selección del sistema cinemático

Para la selección del sistema cinemático de la prótesis se consideró la capacidad de agarrar objetos pequeños en diferentes posiciones, siendo las prótesis comerciales que más se adaptan a este campo la iLimb y Bebionic v2 mencionados en el Capítulo 2. Finalmente, se optó por usar un sistema Cinemático de cuerdas similar a la iLimb debido a su fácil implementación.

3.2.3. Selección de material

En este tópico, se vio la elección del material para el diseño, tomando en cuenta las condiciones iniciales y el logro de los objetivos mencionados anteriormente.

Para poder simular las piezas diseñadas, se eligió un material que sea capaz de soportar tensiones, que sea liviano y fácil de manufacturar, ya que el diseño se centró en piezas con alta complejidad. Y para realizar las piezas, se seleccionó el uso de impresión 3D, debido a que cuenta con materiales de distintas propiedades físicas y mecánicas, permitiendo un fácil manufacturado.

Es importante, para la selección del material, tener en cuenta el comportamiento del mismo a los desinfectantes, como el alcohol isopropílico u otros, debido a la emergencia sanitaria por el Sars-cov2. El material seleccionado debe ser capaz de conservar sus propiedades físicas después de largos periodos aplicando dichos desinfectantes. En la Figura N° 18 se puede observar el aumento de peso, en porcentaje, de los diferentes materiales de impresión 3D al ser sumergidos en alcohol isopropílico durante 48 horas.

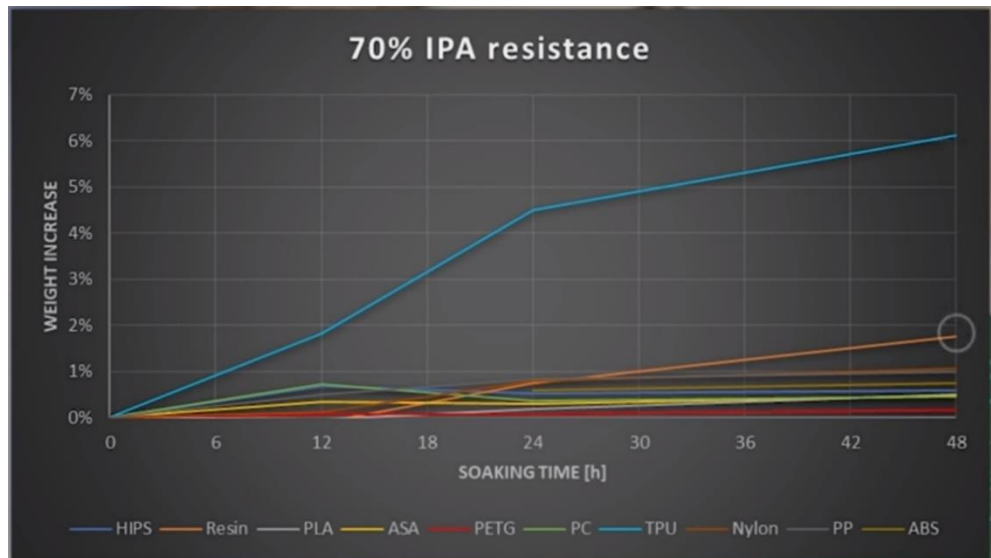


Figura N° 18: Relación entre aumento de peso (%) vs tiempo de remojo en alcohol (hr) de los filamentos de impresión 3D

Fuente: <https://www.youtube.com/watch?v=txrXX0CQHhU>

Como se observa en la Figura N° 18, se descartaron los materiales HIPS, que tuvieron un exceso de peso del 7%, y la resina, con un exceso de casi 2% en relación con su peso inicial.

Con respecto a la conservación de las propiedades físicas, en la Figura N° 19 se puede observar la resistencia a la tracción de los diferentes materiales de impresión 3D antes y después de ser sumergidos en alcohol isopropílico, tanto cuando son impresos con orientación en Z como en XY. Asimismo, se puede observar la relación de cambio de fuerza en la Figura N° 20.

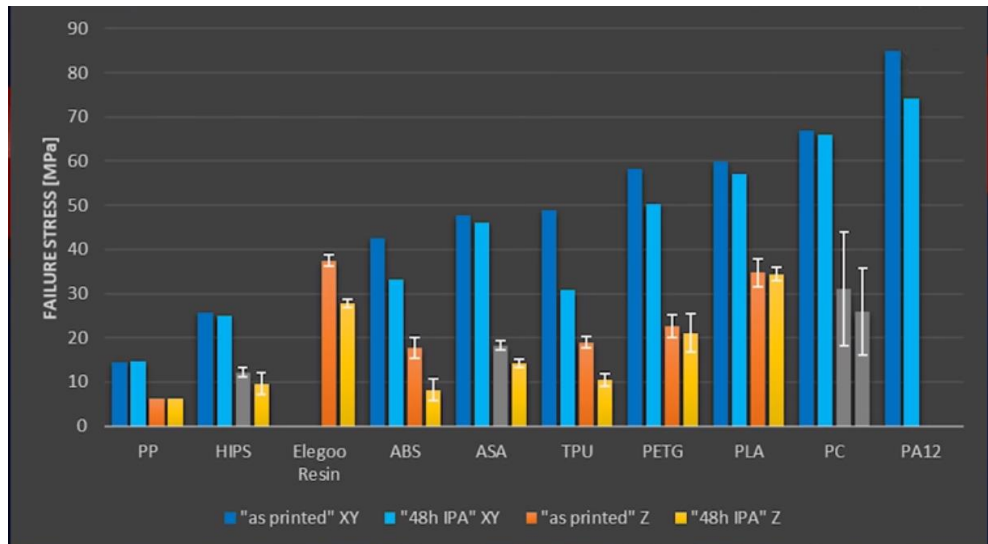


Figura N° 19: Resistencia a la tracción antes y después de ser sumergidos en alcohol isopropílico durante 48 horas

Fuente: <https://www.youtube.com/watch?v=txrXX0CQHhU>

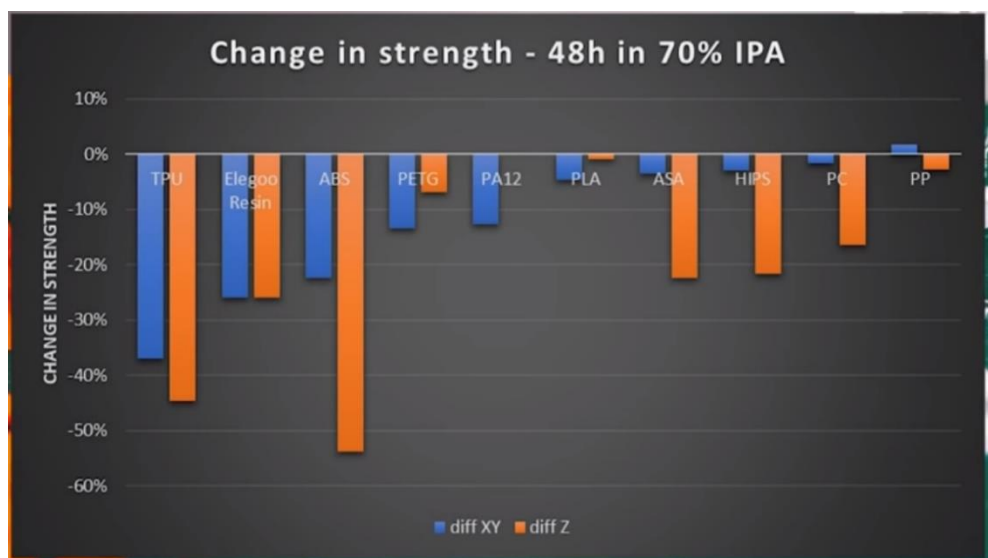


Figura N° 20: Cambio de resistencia a la tracción (%) después de ser sumergido en alcohol isopropílico durante 48 horas

Fuente: <https://www.youtube.com/watch?v=txrXX0CQHhU>

Por lo tanto, el PLA fue el material más adecuado, debido a su facilidad de impresión, ya que presenta las mejores propiedades físicas; después de ser sumergido durante 48 horas en alcohol isopropílico, tiene un aumento de peso menor al 1% y en general, conserva mejor su resistencia a la tracción, teniendo un cambio del 5% cuando es impreso con orientación XY y un cambio del 1%

cuando es impreso con orientación en Z. Los únicos inconvenientes con este material fueron su densidad y que no fue tan fácil de mecanizar como los otros materiales, pero estos puntos pasan a un segundo plano con una correcta técnica de impresión 3D. Las propiedades de este material se pueden observar en la Tabla N° 2.

Tabla N° 2: Propiedades del filamento PLA

Propiedades	PLA
Densidad	1.24 g/cm ³
Temperatura de impresión	190-220°C
Temperatura de base/cama	20-60°C
Resistencia al impacto Izod	20 KJ/m ²
Alargamiento a la rotura	6%
Resistencia a la tracción	53 MPa
Módulo de tracción	3309 MPa
Resistencia a la flexión	83 MPa
Módulo de flexión	3800 MPa
Dureza superficial	Rockwell 85

Fuente: <https://filament2print.com/es/pla-smartfil/721-pla-smartfil-negro.html>

3.2.4. Diseño de piezas

En esta parte se muestra cómo se realizó el diseño de las piezas pertenecientes a la prótesis transradial. Se consideró diseñar las piezas con las dimensiones mínimas posibles de la Tabla N° 1, las cuales son la de una mujer perteneciente al percentil N°50 considerando el espacio que ocupan los componentes como motores, pernos, etc.

Lo primero que se hizo fue establecer una conexión entre el software de diseño Inventor y el archivo de Excel con nombre “Medidas.XLS” que contiene los

datos de las dimensiones de una mujer perteneciente al percentil N°50, a partir de este punto se usará el nombre “Medidas” para referirse al archivo de Excel que contiene los datos de las dimensiones de una mujer perteneciente al percentil N°50. Para realizar la conexión entre “Medidas” e Inventor es necesario que “Medidas” cumpla las siguientes condiciones:

- El archivo “Medidas” solo debe poseer datos, no debe tener encabezado, ni un formato de tabla, solo es necesario los datos en un determinado orden.
- Los datos de archivo de “Medidas” deben estar ordenados de la siguiente manera: de la celda A1 manteniéndose por la columna A son los nombres de las variables, de la celda B1 manteniéndose por la columna B son los valores numéricos de las variables, de la celda C1 manteniéndose por la columna C son las unidades de los valores numéricos y de la celda D1 manteniéndose por la columna D son las descripciones de cada variable (esta última columna no es obligatoria que esté en el archivo “Medidas”).

En la Figura N° 21 se aprecia el formato del archivo “Medidas” aplicando las condiciones anteriormente mencionadas.

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	L_Palma	97 mm		Longitud de la palma, medida N° 2				
2	L_Pulgar	47 mm		Longitud del pulgar, medida N° 3				
3	L_Indice	67 mm		Longitud del dedo indice, medida N° 4				
4	L_Medio	77 mm		Longitud del dedo medio, medida N° 5				
5	L_Anular	66 mm		Longitud del dedo anular, medida N° 6				
6	L_Meñique	50 mm		Longitud del dedo meñique, medida N° 7				
7	A_Pulgar	19 mm		Ancho del dedo pulgar, medida N° 8				
8	G_Pulgar	18 mm		Grosor del dedo pulgar, medida N° 9				
9	A_Indice	18 mm		Ancho del dedo indice, medida N° 10				
10	G_Indice	16 mm		Grosor del dedo indice, medida N° 11				
11	A_Mano	76 mm		Ancho de la mano (metacarpo), medida N° 12				
12								

Figura N° 21: Formato del archivo de Excel para la parametrización

Fuente: Elaboración propia.

Luego se procede a realizar la conexión entre Inventor y Excel para lo cual se ingresa a la sección de parámetros de Inventor, se selecciona el botón “Link” y se procede a indicar la ruta de la ubicación del archivo “Medidas”. Si dicho archivo cumple con los requisitos anteriormente mencionados, se debe enlazar sin ningún problema. En la posterior Figura N° 22 se puede observar cómo se visualiza en la sección de “User parameters” de Inventor con las variables enlazadas del archivo “Medidas”.

Parameter Name	Unit/Ty	Equation	Nominal Val	Tol.	Model Value	Key	Comment
User Parameters							
H:\PC\TESIS\Diseño p...							
L_Palma	mm	97 mm	97.000000	●	97.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud de la palma, medida N° 2
L_Pulgar	mm	47 mm	47.000000	●	47.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud del pulgar, medida N° 3
L_Indice	mm	67 mm	67.000000	●	67.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud del dedo indice, medida N° 4
L_Medio	mm	77 mm	77.000000	●	77.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud del dedo medio, medida N° 5
L_Anular	mm	66 mm	66.000000	●	66.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud del dedo anular, medida N° 6
L_Meñique	mm	50 mm	50.000000	●	50.000000	<input type="checkbox"/>	Longitud del dedo meñique, medida N° 7
A_Pulgar	mm	19 mm	19.000000	●	19.000000	<input type="checkbox"/>	Ancho del dedo pulgar, medida N° 8
G_Pulgar	mm	18 mm	18.000000	●	18.000000	<input type="checkbox"/>	Grosor del dedo pulgar, medida N° 9
A_Indice	mm	18 mm	18.000000	●	18.000000	<input type="checkbox"/>	Ancho del dedo indice, medida N° 10
G_Indice	mm	16 mm	16.000000	●	16.000000	<input type="checkbox"/>	Grosor del dedo indice, medida N° 11
A_Mano	mm	76 mm	76.000000	●	76.000000	<input type="checkbox"/>	Ancho de la mano (metacarpo), medida N° 12

Figura N° 22: Variables enlazadas con Inventor

Fuente: Elaboración propia.

El procedimiento anterior mencionado se repite para cada una de las piezas de la prótesis. Todas las piezas deben ser enlazadas con el archivo “Medidas”, con el propósito que todas las piezas estén encadenadas a un solo archivo de Excel y diseñar el modelo desde los datos iniciales planteados.

Una vez realizado el enlace entre Excel e Inventor, se dividió en 4 sectores el diseño de las piezas:

- Dedos

- Pulgar
- Mano
- Soporte de muñón

a) Dedos

Para el diseño de los dedos, se utilizó el dedo meñique como referencia ya que este es el más pequeño de todos los dedos de la mano y representa el modelo más pequeño en donde actúa la parametrización.

El dedo meñique al igual que los otros dedos, sin contar el pulgar, consta de 6 piezas en total: Metacarpo, Falange proximal, Falange media y distal, Ajuste polea, Polea y Eje dedo.

Para el “Metacarpo”, que alberga un servomotor, se tomó en cuenta las siguientes observaciones:

- El volumen interno que ocupa el servomotor y su cableado.
- El espacio por donde se desplaza la cuerda sin atoro.
- El ensamblaje con los otros metacarpos se debe realizar en la sección media y final de la pieza.
- El eje de la articulación sea lo suficientemente grande para albergar un eje o pasador de plástico.
- Limitar el movimiento de los dedos mediante topes.
- La capacidad de variar sus dimensiones con respecto a las variables parametrizadas y redondeos para una apariencia ergonómica.

Las últimas tres consideraciones se repiten para las demás piezas. En la Figura N° 23 se puede observar la pieza del “Metacarpo meñique”.

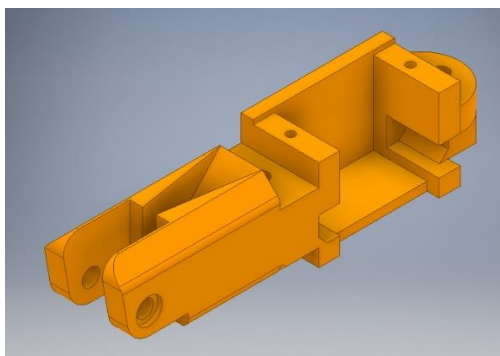


Figura N° 23: Metacarpo meñique.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para el diseño de la “Falange proximal”, se aplicó una ranura interna ancha por donde se desplaza la cuerda que proviene de la polea sin problemas. En la Figura N° 24 se puede observar la pieza de la “Falange proximal meñique”, con su respectivo plano en el Anexo 1.

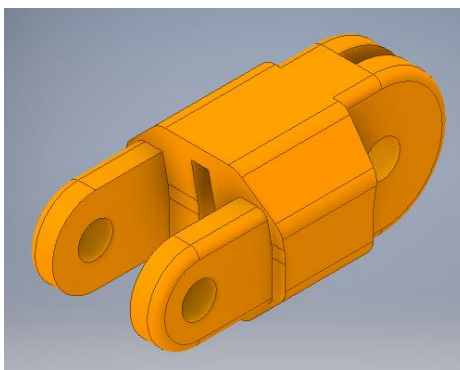


Figura N° 24: Falange proximal meñique.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

La “Falange media y distal” fue diseñada para que la ubicación del amarre de la cuerda fuera en la punta del dedo. En la Figura N° 25 se puede observar la pieza de la “Falange media y distal meñique”, con su respectivo plano en el Anexo 2.

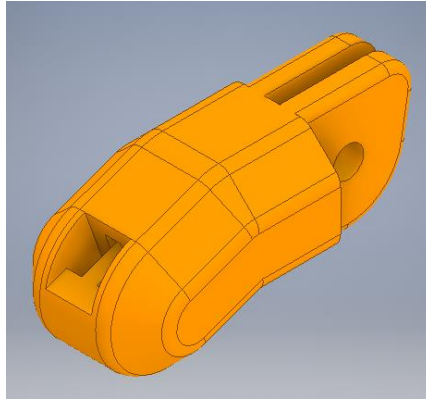


Figura N° 25: Falange media y distal meñique.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para la pieza “Ajuste polea” se incluyó, en su diseño interno, una tuerca para asegurar el perno que une el metacarpo con la palma. Asimismo, esta pieza sirve para alinear la cuerda a la polea y facilitar el funcionamiento del sistema. En la Figura N° 26 se puede observar la pieza del “Ajuste polea meñique”.

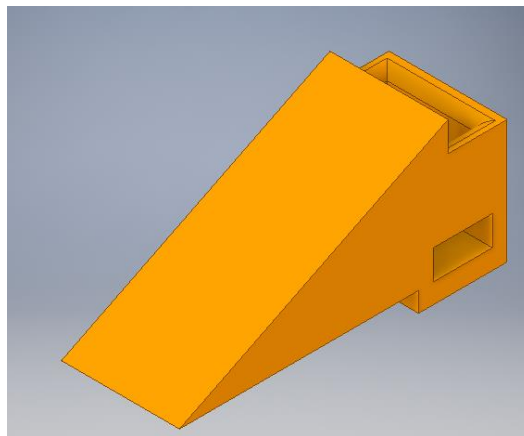


Figura N° 26: Ajuste polea meñique.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

La “Polea” fue diseñada para convertir el movimiento circular del motor en movimiento lineal sin necesidad de usar los accesorios adicionales que vienen con los servos. En la Figura N° 27 se puede observar la pieza “Polea”.

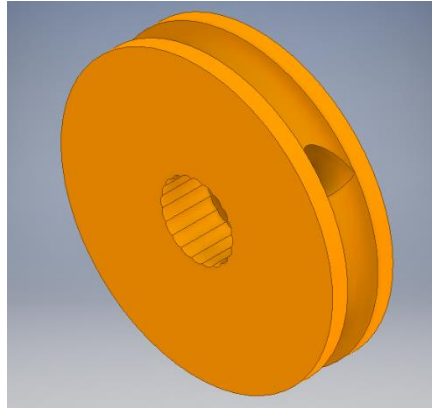


Figura N° 27: Polea.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para el “Eje dedo” se decidió diseñar un pasador de plástico similar a los usados en los modelos de prótesis 3D con el fin de facilitar su manufacturado y ensamblado. En la Figura N° 28 se puede observar la pieza “Eje dedo”.

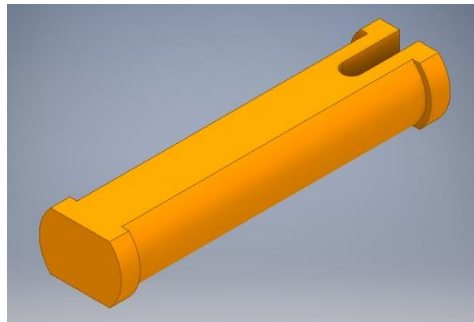


Figura N° 28: Eje dedo.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Finalmente, en la siguiente Figura N° 29 se puede apreciar el ensamblado de todas las piezas mencionadas, incluyendo al servomotor MG90s y los pernos.

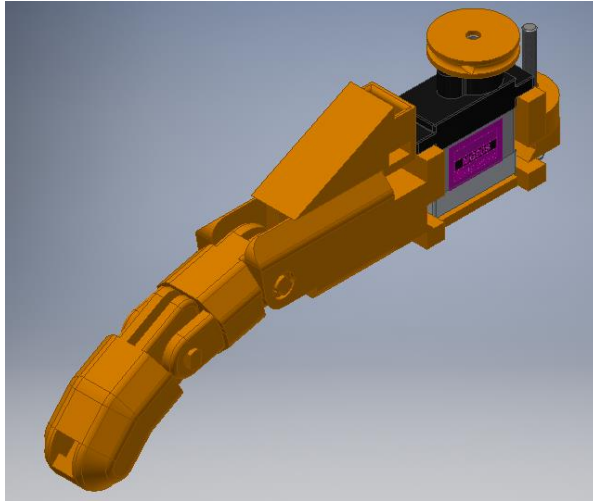


Figura N° 29: Ensamblaje dedo meñique completo.

Fuente: Piezas ensambladas usando el software INVENTOR.

b) Pulgar

Para el dedo pulgar, se diseñó una posición de agarre cilíndrico con el fin de que cada dedo posea un grado de libertad. Este bloque consta de 6 piezas en total: Falange distal Pulgar, Falange proximal pulgar, Base pulgar, Tapa base, Polea y Eje dedo. Estas 2 últimas piezas fueron mencionadas en el punto anterior.

La “Falange distal Pulgar” fue diseñada para que la ubicación del amarre de la cuerda fuera en la punta del dedo. En la Figura N° 30 se puede observar la pieza “Falange distal pulgar”, con su respectivo plano en el Anexo 3.

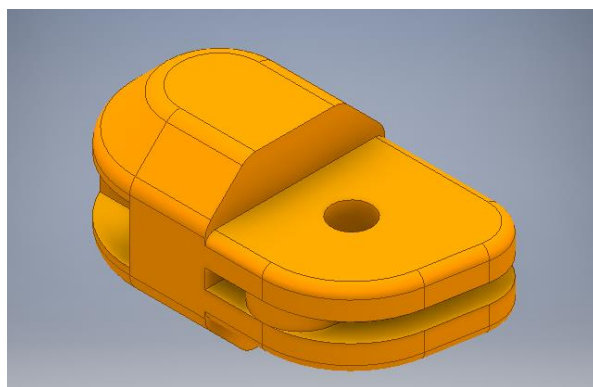


Figura N° 30: Falange distal pulgar.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para la “Falange proximal pulgar” se utilizó la pieza “Falange proximal meñique”, solo fue necesario realizar un cambio de parámetros para que la pieza se acomodará a la medida del pulgar. En la Figura N° 31 se puede observar la pieza “Falange proximal pulgar”.

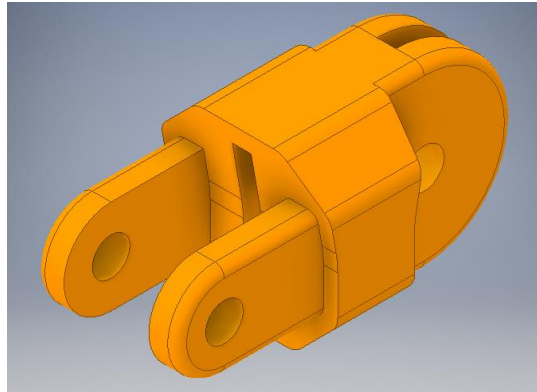


Figura N° 31: Falange proximal pulgar.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

La “Base pulgar” es la pieza que une el dedo pulgar con los metacarpos de los demás dedos. Esta pieza alberga un servomotor e incluye un ajuste de nivel para que la cuerda esté a la altura de la polea sin problemas. En la Figura N° 32 se puede observar la pieza “Base pulgar”.

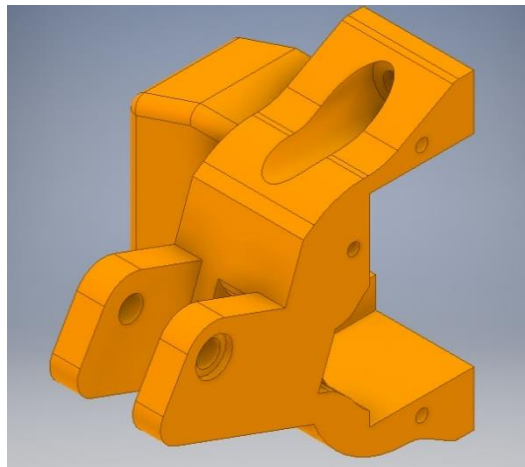


Figura N° 32: Base pulgar.

Fuente: Elaboración propia.

Para la pieza “Tapa base pulgar” se consideró que se pueda retirar fácilmente y permita verificar el funcionamiento del dedo pulgar. En la Figura N° 33 se puede observar la pieza “Tapa base pulgar”.

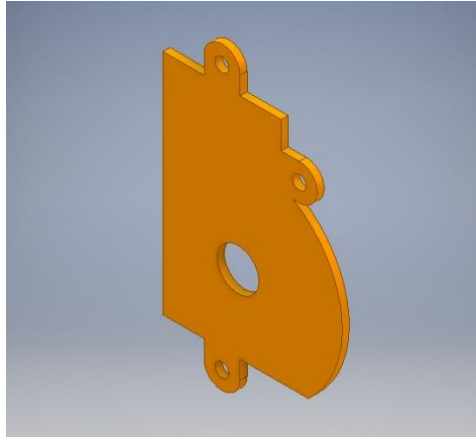


Figura N° 33: Tapa base pulgar.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Finalmente, en la siguiente Figura N° 34 se puede apreciar el ensamblado de todas las piezas del dedo pulgar, así como la inclusión del servomotor MG90s y los pernos.

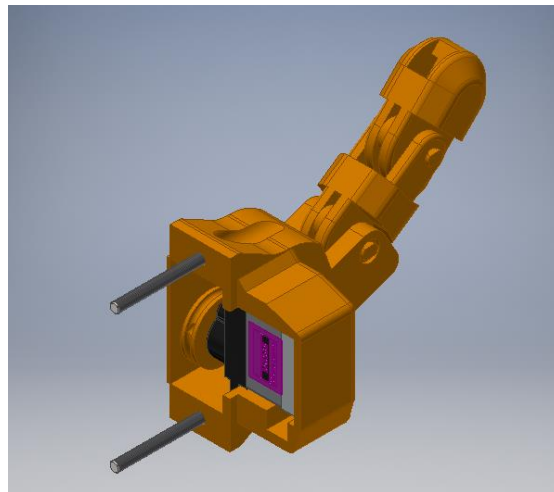


Figura N° 34: Ensamblaje dedo pulgar completo.

Fuente: Piezas ensambladas usando el software INVENTOR.

c) Mano

Para el diseño de la mano se consideró el ensamblaje de los metacarpos de todos los dedos por medio de piezas empernadas. Las piezas usadas para la unión de la mano son 5: Seguro superior, Seguro inferior, Seguro palma, Tapa palma y Tubo unión.

Se empleó la pieza “Seguro superior” para unir todos los metacarpos y también sirvió como base para la pieza “Ajuste polea” de cada uno de los dedos. La última consideración para el diseño de esta pieza es que permitiera el empernado de la pieza “Tapa palma”. En la Figura N° 35 se puede observar la pieza “Seguro superior”.

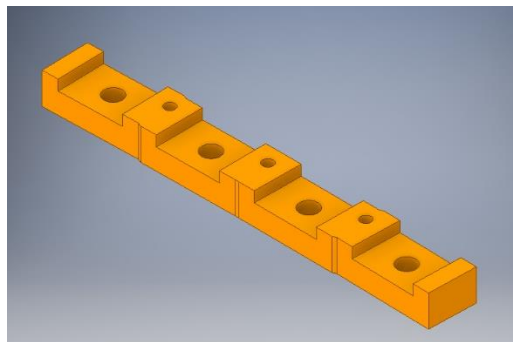


Figura N° 35: Seguro superior.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

El “Seguro inferior” cumple la misma función que el “Seguro superior” aplicado en la cara opuesta o palma. En la Figura N° 36 se puede observar la pieza “Seguro inferior”.

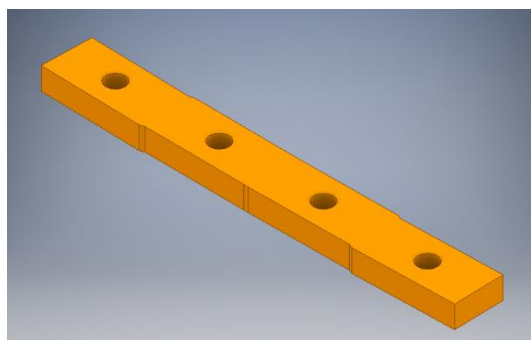


Figura N° 36: Seguro inferior.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para el “Seguro palma” se diseñó una pieza que sirviera para unir toda la mano con el antebrazo, tanto en la parte inferior como en la superior mediante el uso de pernos. En la Figura N° 37 se puede observar la pieza “Seguro palma”.

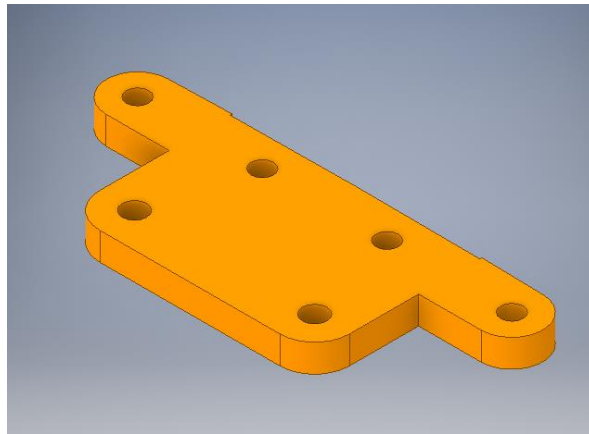


Figura N° 37: Seguro palma.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

La “Tapa Palma” es la pieza encargada de cubrir el sistema de funcionamiento y evitar que exista alguna interferencia con el mismo. En la Figura N° 38 se puede observar la pieza “Tapa palma”.

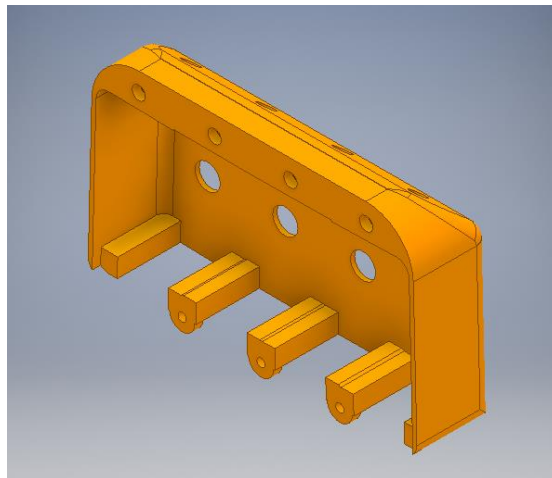


Figura N° 38: Tapa palma.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Para el “Tubo unión” se tuvo en consideración una pieza que permitiera la correcta unión de las 2 piezas iguales de “Seguro Palma” y permitiera el paso de los pernos respectivos. En la Figura N° 39 se puede observar la pieza “Tubo unión”.

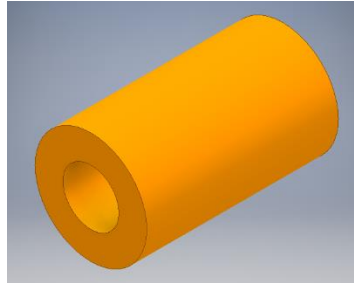


Figura N° 39: Tubo unión.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

A continuación, se muestra en la Figura N° 40 el ensamblado de la mano que resulta de la unión de todos los dedos con las piezas anteriormente mostradas.

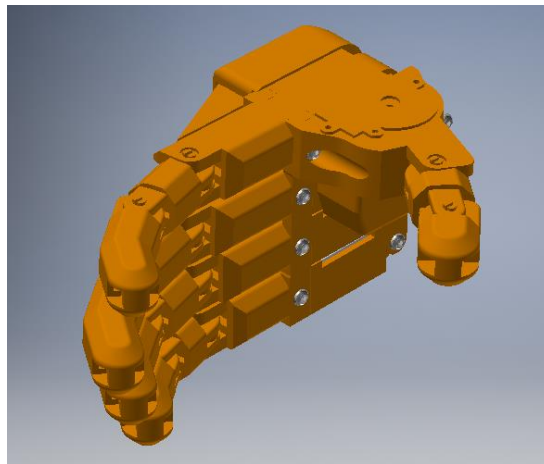


Figura N° 40: Ensamblaje mano.

Fuente: Piezas ensambladas usando el software INVENTOR.

d) Soporte de muñón

Para el diseño del “Antebrazo” se consideró que tanto la batería como la parte electrónica estuvieran ubicadas en la parte lateral de esta pieza y cerca de la unión con el codo, para tener una mejor distribución del peso. En la Figura N° 41 se puede observar la pieza “Antebrazo”.

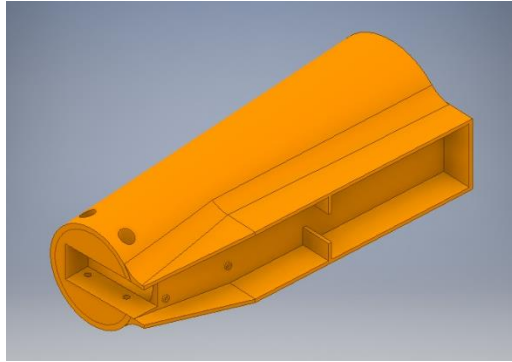


Figura N° 41: Antebrazo.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

La “Tapa antebrazo” es la pieza que cubre el sistema eléctrico y electrónico de la prótesis, como se ve en la Figura N° 42.

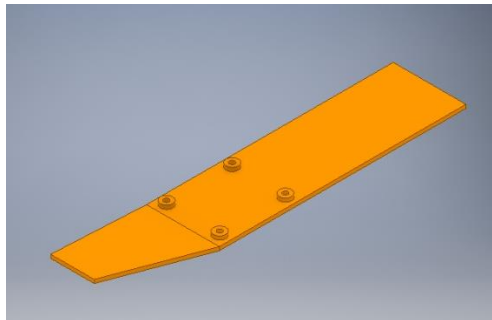


Figura N° 42: Tapa antebrazo.

Fuente: Pieza diseñada usando el software INVENTOR.

Finalmente, en la Figura N° 43 se puede observar la prótesis completamente ensamblada.

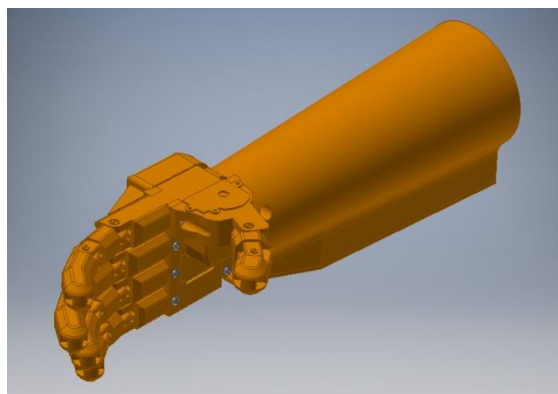


Figura N° 43: Ensamblaje prótesis.

Fuente: Piezas ensambladas usando el software INVENTOR.

Todo el diseño mostrado se realizó tomando como molde el brazo derecho, pero al momento de manufacturar las piezas de la prótesis, se puede aplicar simetría o espejo a las piezas con la ayuda de un software de laminado 3D para poder ensamblar un modelo para el brazo izquierdo caso requiera.

3.2.5. Cálculos: Fuerza en los dedos.

A continuación, se realizaron los cálculos matemáticos necesarios para estimar el agarre cilíndrico de la prótesis, utilizando dos casos en particular que representan los extremos de parametrización los cuales, por cuestiones de dimensionamiento, son: como medida mínima una mujer ubicada en el percentil 50, y como medida máxima un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1.

Primero se concretó un análisis del momento generado en el tendón ya que este nos permitió determinar la fuerza en la punta de los dedos en los diferentes casos. En la Figura N° 44 se puede observar el análisis de momento generado en el tendón, donde: M_s es el momento del tendón, F_2 es la fuerza generada por el tendón y d_0 es la distancia de la fuerza F_2 al eje del momento aplicado o el radio de la polea.

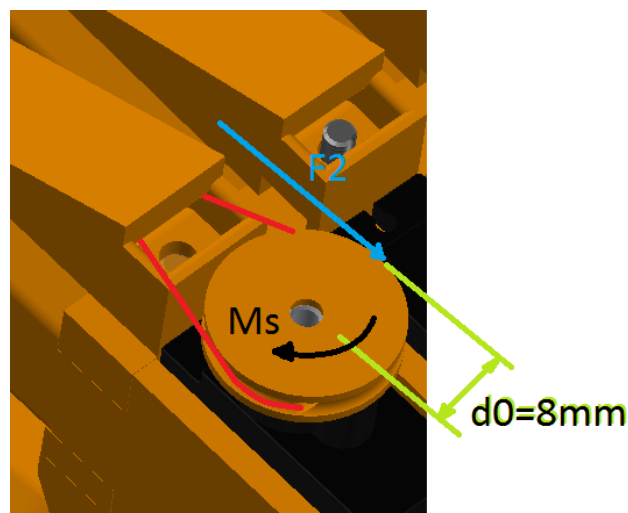


Figura N° 44: Momento generado por un tendón

Fuente: Elaboración propia.

Luego, para determinar la fuerza de tensión en el tendón se consideró el par de parada (máxima fuerza de giro) del servomotor MG90s, que es de 2.2kgf-cm. Con este dato se reemplazaron los valores en la ecuación (21) y se calculó la fuerza del tendón en la ecuación (22).

$$\begin{aligned} \text{Momento} &= \text{Fuerza} * \text{distancia} \\ M &= F * d \end{aligned} \tag{21}$$

Fuente: Marion, J. (1996).

$$\begin{aligned} t_{\text{servo}} &= F_2 * d_0 \\ 2.2 \text{ kgf} - \text{cm} &= F_2 * 0.8 \text{ cm} \\ F_2 &= 2.75 \text{ kgf} \end{aligned} \tag{22}$$

Fuente: Elaboración propia

Luego se realizó un análisis cerca del nudillo, para cada caso, ya que es el punto más lejos de donde se aplicó la fuerza; por lo tanto, esta fuerza de giro en el nudillo nos indica la carga que podemos elevar con la punta del dedo.

- Análisis de la fuerza mínima de los dedos para una mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1

Para el análisis de la fuerza mínima de la prótesis diseñada para una mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1, se determinó usar el dedo medio ya que este posee una distancia más larga y por lo tanto resulta tener una menor fuerza en comparación con los otros dedos. En la Figura N° 45 se puede observar el análisis de los momentos originados con el dedo completamente extendido. En donde: F1 fuerza 1, F2 fuerza 2, M1 es el momento generado por F1, M2 momento generado por F2, D2 distancia de F2 al eje del nudillo y d1 distancia de F1 al eje del nudillo.

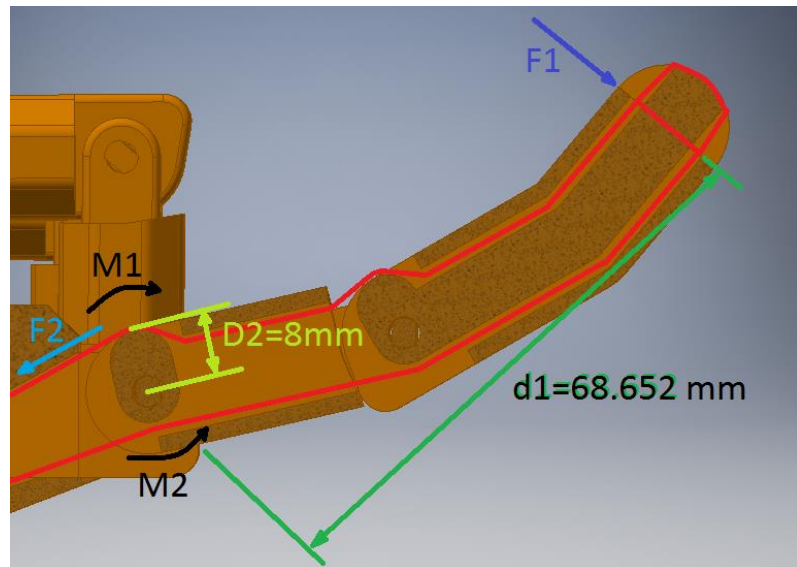


Figura N° 45: Momentos generados en el dedo medio para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1.

Fuente: Elaboración propia.

Como se observó en la imagen, la carga a levantar es aplicada a los momentos M1 y M2, estos momentos se equilibran, por lo tanto, podemos aplicar la ecuación (23) para determinar la fuerza F1.

$$F_1 * d_1 = F_2 * D_2$$

$$F_1 = \frac{2.75 \text{ kgf} * 8 \text{ mm}}{68.652 \text{ mm}} = 0.320 \text{ kgf} \quad (23)$$

$$F_1 = 320.456 \text{ gf}$$

Fuente: Elaboración propia

Los cálculos indican que una fuerza de 320.456 gf es aplicada cuando el dedo más largo está completamente extendido. Es importante anotar que esta no es necesariamente la máxima fuerza que el dedo puede aplicar.

Cuando el dedo es flexionado, la distancia entre la unión del nudillo y la fuerza aplicada disminuye, el cual resulta en un menor momento cerca de la unión del nudillo. Esto significa que más fuerza es aplicada mientras más se cierra el dedo. En la Figura N° 46 se puede observar el cambio de valor de la distancia a F1. En donde: F1 fuerza 1, D3 distancia de F1 al eje del nudillo.

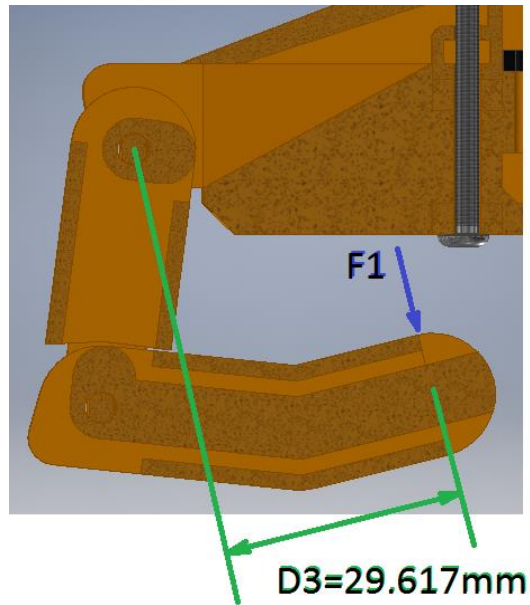


Figura N° 46: Momento con el dedo medio cerrado para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1
Fuente: Elaboración propia

Reemplazando el valor D3, distancia cuando el dedo está cerrado, en la ecuación (24) se obtuvo el siguiente resultado:

$$F_1 * D_3 = F_2 * D_2$$

$$F_1 = \frac{2.75 \text{ kgf} * 8 \text{ mm}}{29.617 \text{ mm}} = 0.742 \text{ kgf} \quad (24)$$

$$F_1 = 742.816 \text{ gf}$$

Fuente: Elaboración propia

Ya que la distancia aplicada desde la unión del nudillo es más pequeña, la punta del dedo puede aplicar más fuerza. En este caso cada dedo puede soportar una masa mínima de 742.816 g, el cual podría dar una capacidad mínima de levantamiento en la mano cerca de 3.714 kg.

- Análisis de la fuerza mínima de los dedos para un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1
Para el análisis de la fuerza mínima de la prótesis diseñada para un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1, se empleó el mismo

planteamiento del análisis anterior con respecto a la ecuación para determinar el valor de F1 cuando está cerrado el dedo, variando los datos como la distancia D3 según el caso que se está evaluando y como se muestra en la Figura N° 47.

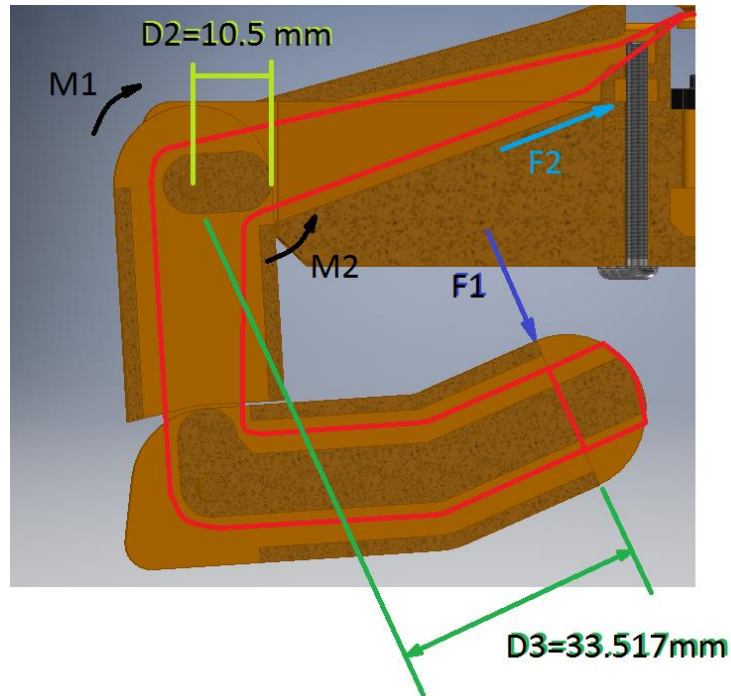


Figura N° 47: Momento con el dedo medio cerrado para hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1

Fuente: Elaboración propia

Reemplazando el valor D3, distancia cuando el dedo está cerrado, en la ecuación (25) se obtuvo el siguiente resultado:

$$F_1 * D_3 = F_2 * D_2$$

$$F_1 = \frac{2.75 \text{ kgf} * 10.5 \text{ mm}}{33.517 \text{ mm}} = 0.861 \text{ kgf} \quad (25)$$

$$F_1 = 861.503 \text{ gf}$$

Fuente: Elaboración propia

Ya que la distancia aplicada desde la unión del nudillo es más pequeña, la punta del dedo puede aplicar más fuerza. En este caso, cada dedo puede soportar una masa mínima de 861.503 g, el cual podría dar una capacidad mínima de levantamiento en la mano cerca de 4.307 kg.

- Análisis de la fuerza máxima de los dedos para una mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1

Para el análisis de la fuerza máxima de la prótesis diseñada para una mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1, se empleó el mismo planteamiento del primer análisis con respecto a la ecuación para determinar el valor de F1 cuando está cerrado el dedo pulgar, variando los datos como las distancia D3 según el caso que se está evaluando y como se muestra en la Figura N° 48.

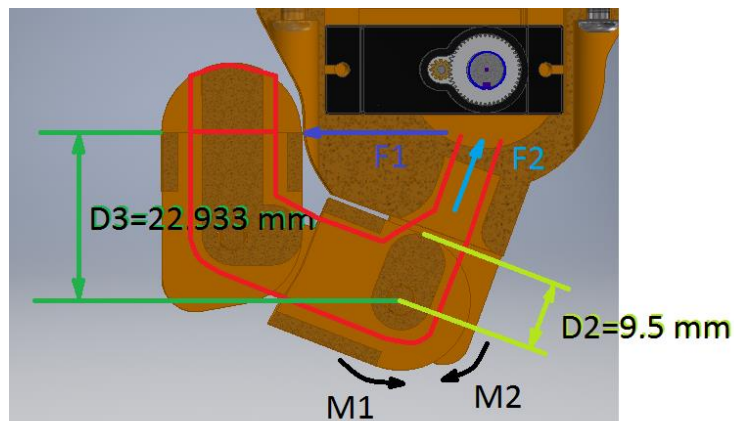


Figura N° 48: Momento con el dedo pulgar cerrado para mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1

Fuente: Elaboración propia

Reemplazando el valor D3, distancia cuando el dedo está cerrado, en la ecuación (26) se obtuvo el siguiente resultado:

$$F_1 * D_3 = F_2 * D_2$$

$$F_1 = \frac{2.75 \text{ kgf} * 9.5 \text{ mm}}{22.933 \text{ mm}} = 1.139 \text{ kgf} \quad (26)$$

$$F_1 = 1139.188 \text{ gf}$$

Fuente: Elaboración propia

Ya que la distancia aplicada desde la unión del nudillo es más pequeña, la punta del dedo puede aplicar más fuerza. En este caso la fuerza máxima que puede aplicar el pulgar es de 1139.188 g, el cual podría dar una capacidad máxima de levantamiento en la mano cerca de 5.695 kg.

- Análisis de la fuerza de los dedos para un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1.

Para el análisis de la fuerza máxima de la prótesis diseñada para un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1, se empleó el mismo planteamiento del primer análisis con respecto a la ecuación para determinar el valor de F_1 cuando está cerrado el dedo pulgar, variando los datos como las distancia D_3 según el caso que se está evaluando y como se muestra en la Figura N° 49.

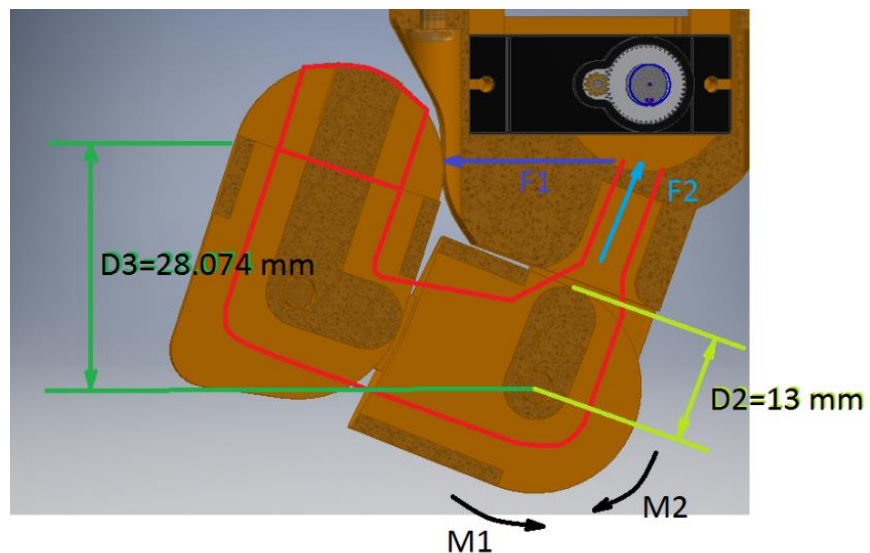


Figura N° 49: Momento con el dedo pulgar cerrado para hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1

Fuente: Elaboración propia

Reemplazando el valor D_3 , distancia cuando el dedo está cerrado, en la ecuación (27) se obtuvo el siguiente resultado:

$$F_1 * d_1 = F_2 * D_2$$

$$F_1 = \frac{2.75 \text{ kgf} * 13 \text{ mm}}{28.074 \text{ mm}} = 1.273 \text{ kgf} \quad (27)$$

$$F_1 = 1273.420 \text{ gf}$$

Fuente: Elaboración propia

Ya que la distancia aplicada desde la unión del nudillo es más pequeña, la punta del dedo puede aplicar más fuerza. En este caso la fuerza máxima que puede aplicar el pulgar es de 1273.420 g, el cual podría dar una capacidad máxima de levantamiento en la mano cerca de 6.367 kg.

Finalmente, los resultados de los datos obtenidos en los cálculos previamente realizados se muestran en la Tabla N° 3 en forma del rango de fuerza para diseño paramétrico.

Tabla N° 3: Rango de fuerza

Fuerza mínima de agarre	Fuerza máxima de agarre
3.714 kg	6.367 kg

Fuente: Elaboración propia

3.2.6. Cálculo de peso

Para el cálculo del peso de las piezas, se utilizó el software de laminado 3D PrusaSlicer para obtener el volumen de las piezas parametrizadas y con el valor real de la densidad del PLA se aplicó la siguiente ecuación (28).

$$Volumen * densidad \text{ de PLA} = Peso$$

$$Volumen \text{ de la pieza} * 1.24 \text{ g/cm}^3 = Peso \text{ de la pieza} \quad (28)$$

Fuente: Schackelford, J. (2008).

Antes de realizar este proceso es necesario conocer el peso de los componentes no impresos que se ensamblan con las demás piezas. En la Tabla N° 4 se puede observar los componentes no impresos con sus respectivos pesos.

Tabla N° 4: Peso de los componentes no impresos

Otros componentes	Peso (g)
Servomotor MG90s	13.4
Pernos	2.0
Batería	95.0
Arduino	5.0
Emg	10.0
Witmotion-placa	10.0

Fuente: Elaboración propia

- Peso de cada una de las piezas para una mujer ubicada en el percentil 50 de la Tabla N° 1.

En la siguiente Tabla N° 5 se puede apreciar el volumen de cada una de las piezas y su valor aplicando la ecuación (28).

Tabla N° 5: Peso de cada una de las piezas para una mujer ubicada en el percentil 50

Pieza	Volumen (mm ³)	Peso (g)
Eje dedo	169.800	0.211
Polea	668.790	0.829
Seguro palma	2438.030	3.023
Tubo unión	329.450	0.409
Metacarpo meñique	10531.390	13.059
Metacarpo anular	11043.690	13.694
Metacarpo índice	11561.860	14.337
Metacarpo medio	11043.890	13.694
Ajuste polea meñique	1830.410	2.270

Ajuste polea anular	1951.880	2.420
Ajuste polea medio	2102.560	2.607
Ajuste polea índice	1951.250	2.420
Falange proximal meñique	3120.110	3.869
Falange proximal anular	3748.500	4.648
Falange proximal medio	4187.660	5.193
Falange proximal índice	3780.510	4.688
Falange medio y distal meñique	3812.010	4.727
Falange medio y distal anular	4900.550	6.077
Falange medio y distal medio	5981.430	7.417
Falange medio y distal índice	4981.310	6.177
Base pulgar	12460.530	15.451
Falange proximal pulgar	3627.120	4.498
Falange distal pulgar	3273.290	4.059
Antebrazo	122379.690	151.751
Tapa antebrazo	11468.470	14.221

Fuente: Elaboración propia

En la siguiente Tabla N° 6 se corroboró las sumatorias de los ensambles de las piezas por dedo, mano y peso total para una mujer ubicada en el percentil 50.

Tabla N° 6: Peso de las partes ensambladas para una mujer ubicada en el percentil 50

Ensamble	Peso (g)
Dedo	13.03078
Mano	227.4189
Peso total	517.391

Fuente: Elaboración propia

- Peso de cada una de las piezas para un hombre ubicado en el percentil 95 de la Tabla N° 1.

En la siguiente Tabla N° 7 se puede apreciar el volumen de cada una de las piezas y su valor aplicando la ecuación (28)

Tabla N° 7: Peso de cada una de las piezas para un hombre ubicado en el percentil 95

Pieza	Volumen (mm ³)	Peso (g)
Eje dedo	169.800	0.211
Polea	668.790	0.829
Seguro palma	2765.780	3.430
Tubo unión	329.450	0.409
Metacarpo meñique	12232.78	15.169
Metacarpo anular	12843.12	15.925
Metacarpo índice	13486.11	16.723
Metacarpo medio	12844.27	15.927
Ajuste polea meñique	2209.46	2.740
Ajuste polea anular	2366.82	2.935
Ajuste polea medio	2526.17	3.132
Ajuste polea índice	2366.86	2.935

Falange proximal meñique	5229.87	6.485
Falange proximal anular	6106.8	7.572
Falange proximal medio	6595.22	8.178
Falange proximal índice	6055.03	7.508
Falange medio y distal meñique	7185.39	8.910
Falange medio y distal anular	8798.21	10.910
Falange medio y distal medio	9824.35	12.182
Falange medio y distal índice	8718.35	10.811
Base pulgar	13475.67	16.710
Falange proximal pulgar	6217.78	7.710
Falange distal pulgar	6770.03	8.395
Antebrazo	122379.690	151.751
Tapa antebrazo	11468.470	14.221

Fuente: Elaboración propia.

En la siguiente Tabla N° 8 se corroboró las sumatorias de los ensambles de las piezas por dedo, mano y peso total para un hombre ubicado en el percentil 95.

Tabla N° 8: Peso de las partes ensambladas para un hombre ubicado en el percentil 95

Ensamble	Peso
Dedo	20.78137
Mano	277.785
Peso total	567.757

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, los datos obtenidos en los cálculos previamente realizados en el punto anterior se muestran en la Tabla N° 9 el rango de fuerza real para el diseño paramétrico, restando el valor respectivo de peso de los dedos.

Tabla N° 9: Nuevo Rango de fuerza

Fuerza mínima de agarre	Fuerza máxima de agarre
3.648 kg	6.263 kg

Fuente: Elaboración propia

3.2.7. Velocidad de actuación.

El servomotor MG90s tiene una velocidad de actuación 0.08 seg/60°. Se puede considerar como rotación del servo la máxima entregada por el fabricante que es 180° para abrir y cerrar completamente cada dedo. Se calculó el máximo tiempo de abierto y cerrado de cada dedo multiplicando la velocidad angular por el rango de desplazamiento del servo, observado en la ecuación (29).

$$\begin{aligned} \omega * t &= \varphi \\ \varphi * \omega^{-1} &= t \\ \text{Rango desplazamiento} * (\text{Velocidad angular})^{-1} & \\ &= \text{tiempo} \end{aligned} \quad (29)$$

$$180^\circ * \frac{0.08 \text{ seg}}{60^\circ} = 0.24 \text{ seg}$$

Fuente: MCU cuando la velocidad inicial es igual 0

3.3. Algoritmo para el procesamiento de imágenes

A continuación, se detalla el procedimiento para realizar el procesamiento de las imágenes y poder obtener las dimensiones definidas en el punto anterior en conjunto con las funciones más importantes relacionadas al código, haciendo el seguimiento de la lectura del algoritmo con el diagrama de flujo del Anexo 4. Asimismo, las funciones utilizadas en este algoritmo corresponden al Toolbox Image Processing del software Matlab.

Para poder manipular las imágenes y obtener los datos, se importó las imágenes en RGB de la mano abierta y cerrada a medir, como se aprecia en la Figura N° 50 y se recomienda trabajar con escala de grises, por ello se prefirió emplear el método de HSV con la función *rgb2hsv*, cuya transformación no lineal del espacio de color RGB ayudó a sintetizar el color de la palma de la mano que emplear el método clásico de la función *rgb2gray* mostrado en la Figura N° 51.

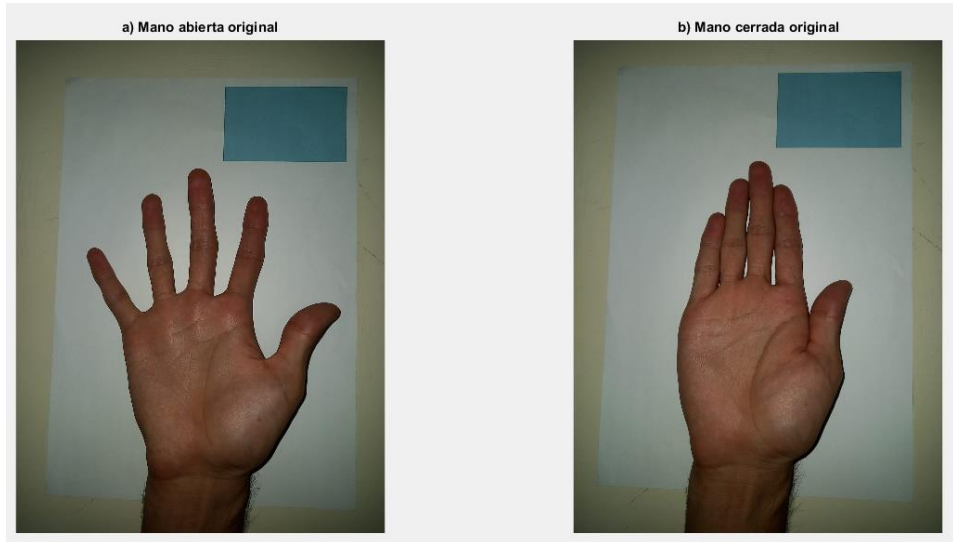


Figura N° 50: Imágenes importadas de la mano
Fuente: Elaboración propia

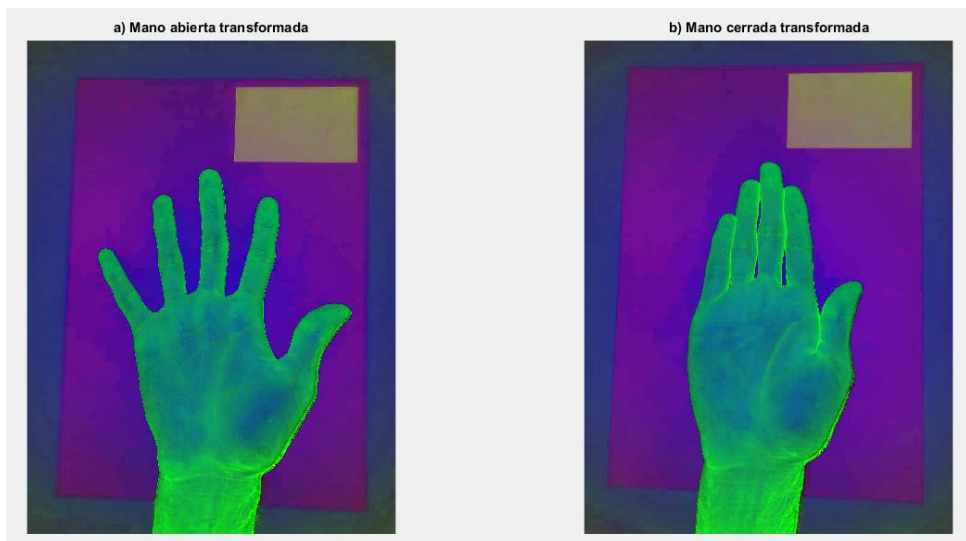


Figura N° 51: Imágenes en formato HSV
Fuente: Elaboración propia

Paso siguiente, se filtró el ruido existente en ambas imágenes con la función *imadjust*, para ajustar el valor de la intensidad y saturar el 1% inferior y el 1% superior de todos los valores de los píxeles, y con la función *medfilt2*, con un filtro cuadrado de 3x3 que resultó eficaz para reducir el ruido existente y preservar los bordes de los objetos de la imagen mostrados en la Figura N° 52.

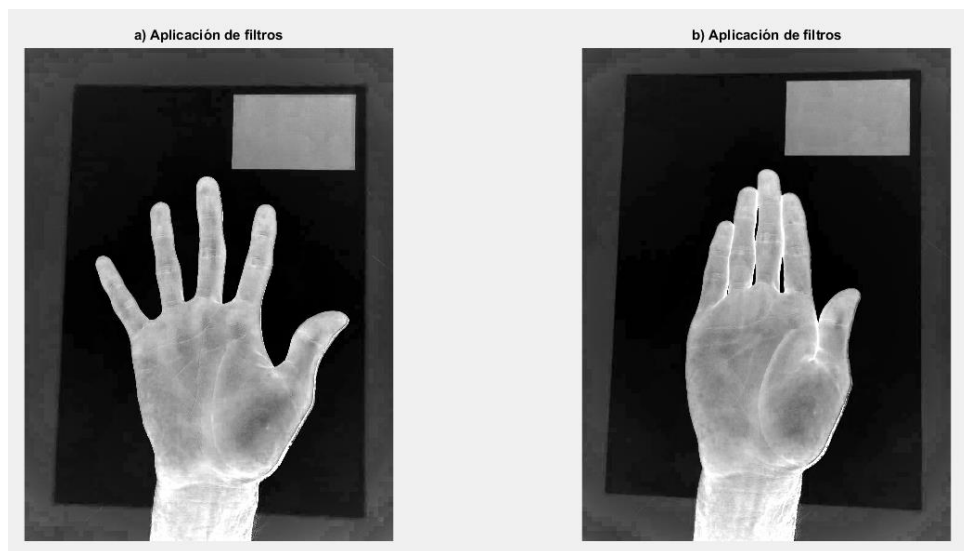


Figura N° 52: Aplicación de los filtros mencionados
Fuente: Elaboración propia

Para la Figura N° 53, se procedió con un primer proceso de binarización de las imágenes aplicando la función *graythresh* al resultado de las matrices con los filtros aplicados, que representa al umbral de imagen global utilizando el método de Otsu, y se llenó los agujeros visibles con la función *imfill* para completar mejor la imagen a la original. Luego, se concatenó 3 veces la misma matriz de cada imagen para obtener las imágenes binarizadas en 3D y se multiplicó por la matriz de la imagen original para visualizar los elementos segmentados, que serían las palmas de las manos y la plantilla usada como referencia, visto en la Figura N° 54.

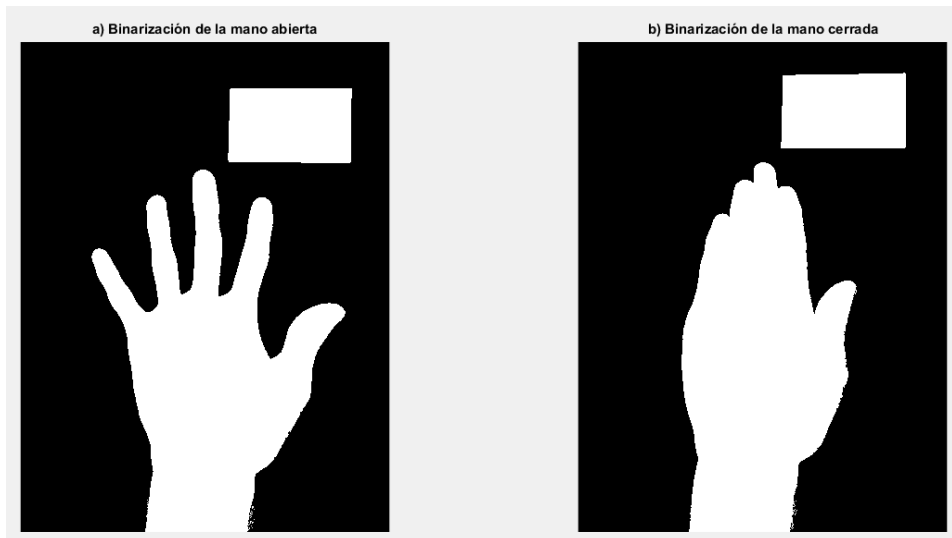


Figura N° 53: Binarización de las imágenes

Fuente: Elaboración propia

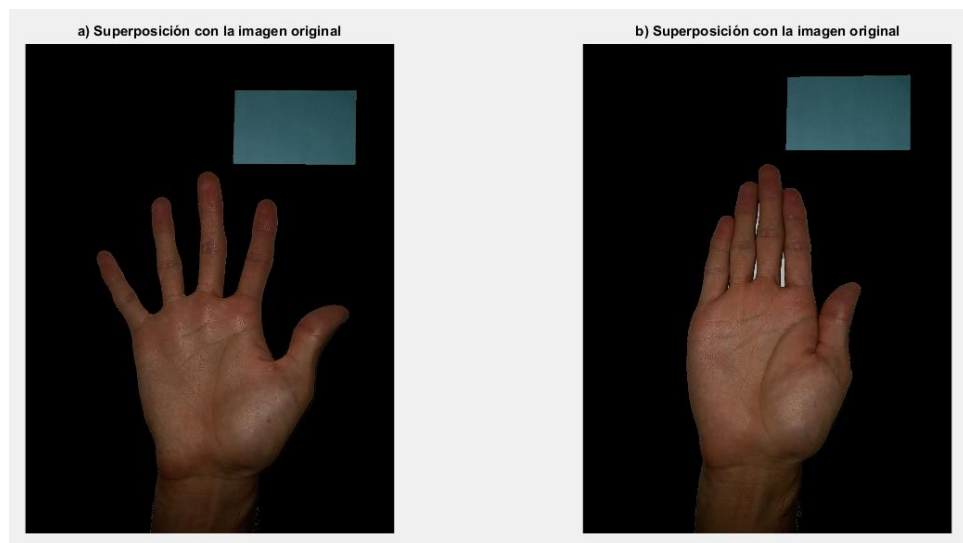


Figura N° 54: Superposición de los resultados obtenidos con las imágenes originales

Fuente: Elaboración propia

Para reconocer identificar mejor la referencia en la plantilla se aplicó la raíz cuadrada a las matrices para aclarar las imágenes y mejorar el segundo proceso de binarización que sigue. Se repitieron los pasos de aplicar la función *rgb2hsv* y la función *graythresh* enfocado en la matriz de Valor del HSV, multiplicando el resultado por 255 para que estén en escala de grises y se redondeó para manipular números enteros en los siguientes procesos. Posterior a ello, se empleó la función morfológica de apertura *imopen* con un EE morfológico *strel* en forma de disco con un radio de 7 píxeles para la imagen “a” y con un EE morfológico *strel* en

forma de cuadrado con un valor de 20 píxeles por lado para la imagen “b”. Se llamó a la función *imfill* mencionada anteriormente para llenar los agujeros existentes y tener como resultado lo que se ve en la Figura N° 55.

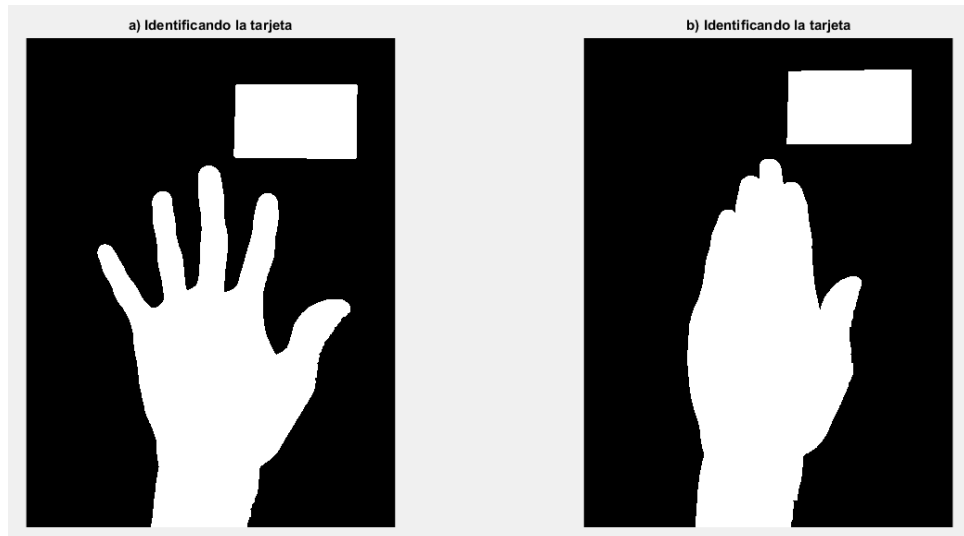


Figura N° 55: Identificación de la tarjeta

Fuente: Elaboración propia

Con el objetivo de obtener la razón de equivalencia entre milímetros y píxeles se usó la función *bwareafilt*, que extrae los objetos de una imagen binaria por su tamaño, indicando que reconozca, en este caso, los 2 objetos de mayor tamaño; *bwlabel*, para etiquetar y reconocer los objetos previamente extraídos, donde solamente deben de existir 2 objetos (mano y tarjeta) por cada imagen; y la función *regionprops* en conjunto con la propiedad *PerimeterOld* para brindar el valor del perímetro en píxeles del objeto escogido, en este caso, el menor de cada imagen, es decir, la tarjeta. Con estos datos, realizamos una regla de tres simple en función a los valores estandarizados de una tarjeta convencional, sumando sus lados para obtener el perímetro real en milímetros como se observa en la Figura N° 56 y en el Anexo 5 para realizar su respectivo seguimiento.

```
Equivalencia de la imagen A
equiA =
    0.2187
Equivalencia de la imagen B
equiB =
    0.2166
```

Figura N° 56: Valor de las equivalencias obtenidas por Matlab

Fuente: Elaboración propia

Se aplicó la función *bwareafilt* con el valor de 1 obteniendo solamente la mano y después la función *edge*, con la propiedad *canny*, para obtener el borde de cada mano que estén en las imágenes. Se definió un vector global llamado coordenadas para almacenar todos los puntos obtenidos de las manos por medio de los segmentos “for - for”, donde hacemos un barrido de toda la imagen aplicando 2 veces el “for” para cada eje de manera compuesta, matemáticamente hablando, y delimitando el área de reconocimiento con condiciones. Además, se usó la función *findpeaks*, ya que la forma del borde de la mano se asemeja a una función senoidal lo que permitió hallar los puntos más altos de cada dedo y los puntos entre las bases de los dedos. Para los demás puntos del borde la mano que no se obtuvo por medio de la función anterior, se emplearon los segmentos de “for - for” delimitando el área de búsqueda y cuadrangulando la posición en función a puntos previamente encontrados. Los resultados obtenidos se visualizan en las Figura N° 57 y Figura N° 58 tras aplicar la función *imdilate* de los puntos encontrados previamente.

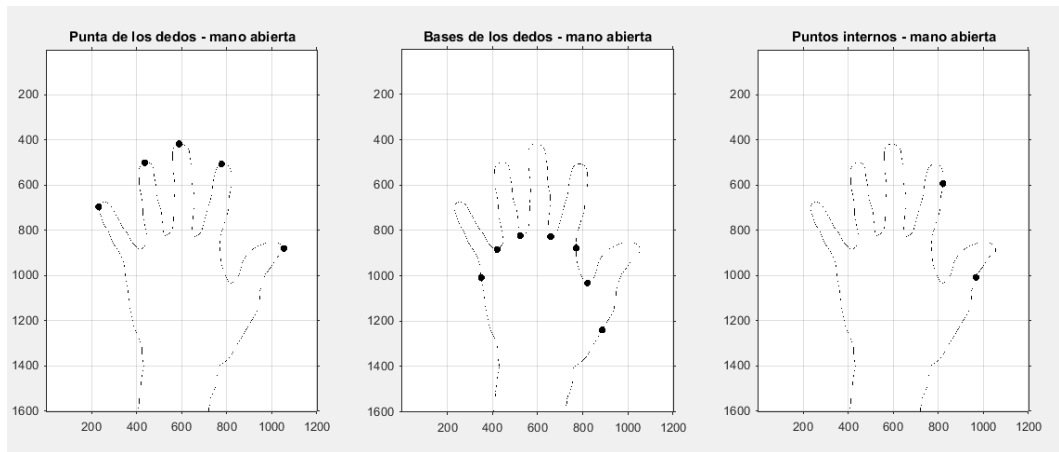


Figura N° 57: Puntos de coordenadas en la mano abierta

Fuente: Elaboración propia

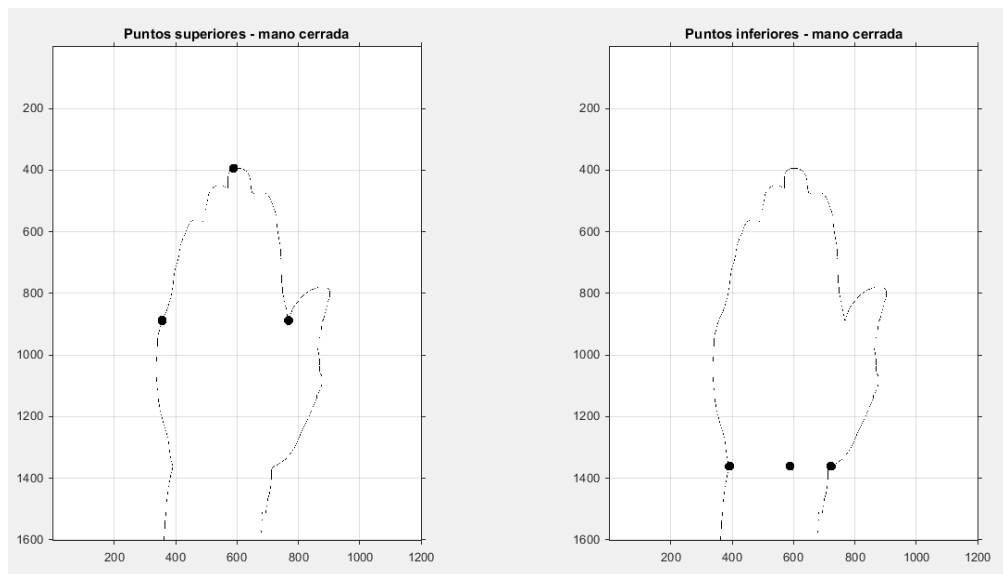


Figura N° 58: Puntos de coordenadas en la mano cerrada

Fuente: Elaboración propia

Se decidió emplear la función *viscircles* en la imagen de la mano abierta, con centro en la punta de los dedos pulgar e índice, para determinar simétricamente el segundo punto y obtener los anchos de los dedos mencionados, con la finalidad que estos sean los más derechos y reales posibles como se aprecia en la Figura N° 59. También se empleó la función *solve*, para resolver la ecuación de la circunferencia respecto a lo hallado; la función *rem*, para truncar los resultados y que estos sean números enteros que coincidan; y banderas o *flags*, para emplear un *break* o *return* (dependiendo de la sintaxis) para salir del bucle for y agilice el tiempo de desarrollo del algoritmo.

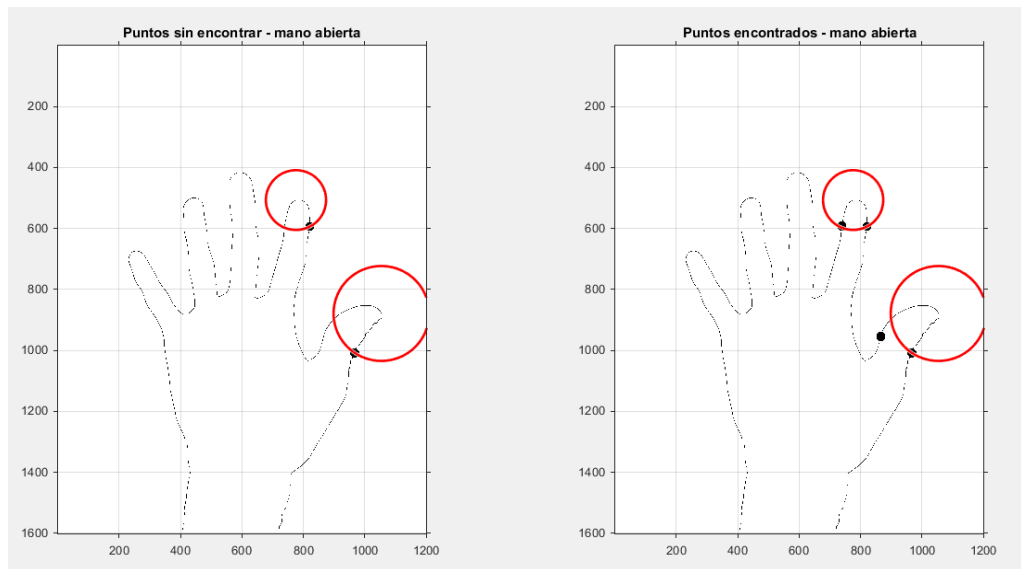


Figura N° 59: Función *viscircles*

Fuente: Elaboración propia

Por último, se utilizó la función *try/catch* para poder forzar el cierre del algoritmo ante un error que ocurra y no saturar la aplicación mostrado en la Figura N° 60; y la función *tic/toc* para llevar un control y registro del tiempo de ejecución del algoritmo mostrado en la Figura N° 61. Tanto la función *try/catch* como *tic/toc* se emplearon una caja de mensaje (*msgbox*) para mostrar los resultados.

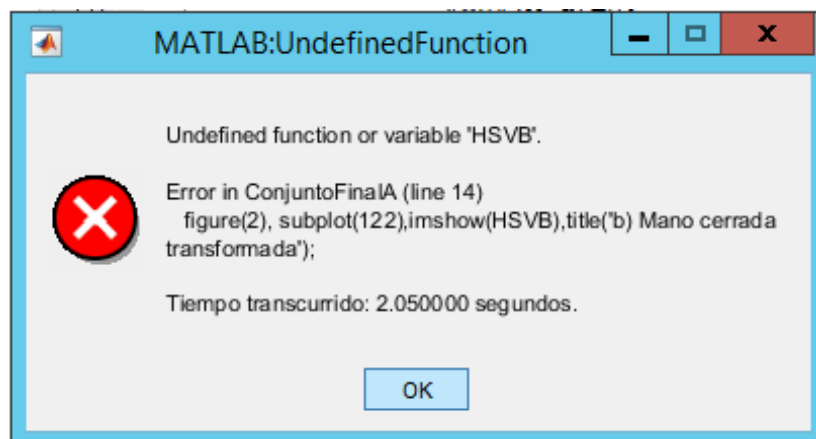


Figura N° 60: Mensaje de error obtenido de la función *try/catch*

Fuente: Mensaje obtenido de la interfaz diseñada usando el software MATLAB.

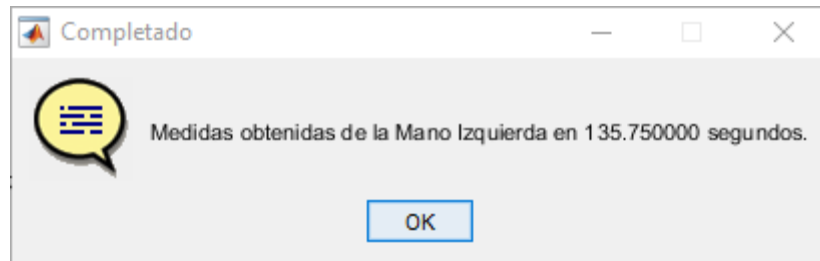


Figura N° 61: Mensaje final con el tiempo transcurrido sin inconvenientes

Fuente: Mensaje obtenido de la interfaz diseñada usando el software MATLAB.

Para mostrar los resultados obtenidos, se empleó la función *imfuse* con la propiedad *blend*, entre la imagen original y la multiplicación de la concatenación triple (función *cat*) de la imagen binarizada del borde de la mano con las coordenadas, puntos y bases encontrados; y así visualizar los puntos generados sobre la mano del paciente en la Figura N° 62.

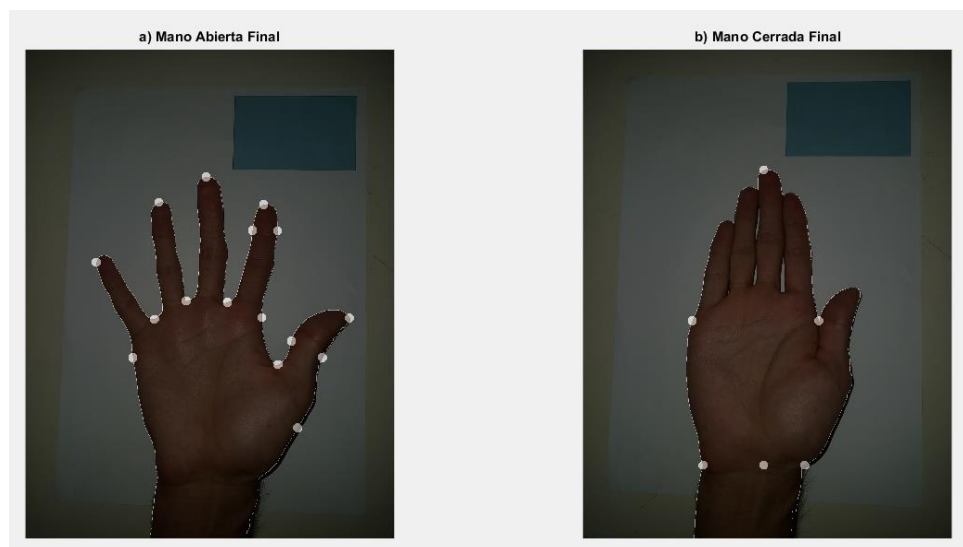


Figura N° 62: Imágenes Finales de las manos procesadas

Fuente: Elaboración propia

3.4. Diseño de la interfaz gráfica

La elaboración de la misma se concluyó en 4 etapas:

- Creación de la interfaz gráfica: donde se detallan los objetos creados y su finalidad en la misma.
- Adaptación del algoritmo a esquema de funciones: se asigna la salida de las variables respecto a los objetos creados en la etapa anterior.

- Ejecución de los comandos realizados: donde se muestran las instrucciones para la interfaz del proyecto.
- Resultado Final: mostrando visualmente la interfaz final del proyecto.

3.4.1. Creación de la interfaz gráfica

Se optó por emplear el mismo software utilizado en el desarrollo del algoritmo debido a que se evaluó la manipulación de los datos del algoritmo controlados desde otro software, como Visual Studio, donde no todos los datos se pueden visualizar correctamente por un tema de compatibilidad. Por lo tanto, se escogió por la función GUIDE del propio software de Matlab.

Por consiguiente, el GUIDE proporcionó las herramientas para diseñar, de manera personalizada, la interfaz necesaria. Mediante el editor de diseño de GUIDE, es posible diseñar gráficamente el código de Matlab al construir la interfaz, el cual se puede modificar para programar el comportamiento de la aplicación.

Se comenzó a construir la interfaz insertando objetos tales como:

- Cuadros de texto (*edit text*), que son aptos para la visualización de las dimensiones obtenidas del algoritmo mas no para su modificación.
- Etiquetas (*static text*), las cuales contienen el título y los nombres de las variables de cada cuadro de texto.
- Botones (*push button*), que cumplen funciones como limpieza, calcular los datos y la exportación.
- Caja de opciones (*pop up menu*), las cuales determina cuál de los dos algoritmos se ejecuta según las fotos ingresadas.
- Marcos (*panel*), para agrupar los objetos de manera estética y su fácil movilización
- Ejes cartesianos (*axes*) mostrando las imágenes originales importadas, así como los resultados tras la ejecución del algoritmo.

3.4.2. Adaptación del algoritmo a esquema de funciones

Se consideró declarar como funciones independientes las partes del algoritmo que corresponden a Importación de las imágenes hasta su binarización, la Identificación de la tarjeta y valor de equivalencia hasta la matriz del borde o contorno de la mano, y el tramo de la declaración de las puntas y bases con la función *findpeaks*; puesto que para ambos algoritmos usados emplean datos o variables fijas, como se muestra en la Figura N° 63. También se creó la función llamada *fwbLockOff* que se usó para habilitar los objetos bloqueados durante el proceso del algoritmo, en caso de error o cuando se desee detener el proceso. Se incluyó en el Anexo 6 la lista de las funciones independientes empleadas.

```
function [puntasA, locsA, basesA, locs2A, basesB, locs2B]=PuntasBases(hObject, handles, xA, yA, bordeA, xB, yB, bordeB)
%||||| Creando las graficas de puntas y bases de la imagen A |||||
PA=[]; %Vector para los picos
BA=[]; %Vector para las bases
for q= 1:1:xA...
%||||| Encontrando puntas obtenidas |||||
[pks, locsA] = findpeaks(PA); %Coordenadas las puntas, ubicacion en el grafico
puntasA=[yA yA yA yA yA]-pks; %puntas de los dedos ubicacion real en la mano
%||||| Encontrando bases obtenidas |||||
[basesA, locs2A] = findpeaks(BA);
%||||| Creando las graficas de puntas y bases de la imagen B |||||
BB=[]; %Vector para las bases
for q= 1:1:xB...
[basesB, locs2B] = findpeaks(BB);
```

Figura N° 63: Ejemplo de función independiente creada

Fuente: Extracto del algoritmo desarrollado en el software MATLAB.

Con respecto al uso de *handles*, se empleó principalmente para invocar o almacenar los datos o información respecto al objeto o funciones en la sintaxis. En el caso de *hObject*, cada objeto dentro de la GUI invocada como lo son las figuras, botones, cuadros de textos, etc., son representados por el *handle* de la variable que poseen; haciendo alusión al *hObject* empleado en la Figura N° 64 donde se almacenó, en la salida, la información obtenida en los objetos y se actualizó el estado y variables de la GUI para cuando se realice alguna otra instrucción o función.

```
79 % Choose default command line output for Interfaz
80 handles.output = hObject;
81
82 % Update handles structure
83 guidata(hObject, handles);
```

Figura N° 64: Extracto del uso de *handles* y *hObject*

Fuente: Extracto del algoritmo desarrollado en el software MATLAB.

3.4.3. Ejecución de los comandos realizados

Se asignó al *push button* “Limpiar” la función de borrar y/o vaciar toda la información mostrada en los cuadros de texto y ejes cartesianos.

Para el botón “Examinar”, se usó la función *uigetfile* permitiendo navegar por las carpetas del sistema operativo para encontrar las imágenes que se van a procesar con los algoritmos e importarlas en su eje cartesiano respectivo.

Para el botón “Calcular”, se declararon los objetos, como cuadros de texto y botones, como deshabilitados para que no sean manipulados, se declaró la variable global coordenadas y se preguntó en qué opción está señalada en la “caja de opciones” para escoger qué algoritmo se va a procesar según las imágenes previamente importadas. Luego, comenzó el procesamiento del algoritmo escogido y las dimensiones o longitud calculadas son mostradas en los cuadros de texto respectivamente según la etiqueta de la variable que está al lado, así como las imágenes nuevas con las coordenadas mostradas colocadas sobre las fotos originales importadas previamente.

Por último, se procedió a exportar las dimensiones en Excel. Se empleó la función *uiputfile* para establecer contacto con el explorador de sistema operativo y así uno determinar dónde desea almacenar la información. Y así, con la función *xlswrite* y la ruta en donde se escogió para almacenar la información, se realizaron los siguientes pasos:

- Se exportó celda por celda los nombres de las variables en el orden que se ve en la interfaz creada en la columna A del libro de Excel
- En la columna B se exportaron las dimensiones respectivas según las variables de la columna A.
- En la columna C se exportaron las letras “mm” por cada variable exportada, indicando al Inventor, programa al cual se va a importar dicho cuadro de Excel, que las variables para la parametrización están en milímetros.

Tanto el botón “Calcular” como el de “Exportar”, incluyen las funciones *try/catch*, para el control y registro de los errores; *tic/toc*, para un registro del tiempo transcurrido del algoritmo; y *waitbar*, con la finalidad de visualizar el progreso del cálculo o exportación (según sea el caso) e indicando al usuario que tiene que esperar a que culmine la ejecución antes de realizar alguna otra función.

3.4.4. Resultado final

Al finalizar la ejecución del algoritmo se muestra en la Figura N° 65 la información deseada, así como un mensaje indicando el tiempo transcurrido tras el cierre de la función *waitbar*.



Figura N° 65: Interfaz después de obtener las dimensiones

Fuente: Interfaz diseñada usando el software MATLAB.

Además, se ve en la Figura N° 66 el resultado de la función “Exportar” en el libro de Excel previamente declarado.

	A	B	C	D	E	F	G
1	L_Palma	104,837	mm				
2	L_Pulgar	74,1959	mm				
3	L_Indice	75,9858	mm				
4	L_Medio	87,4209	mm				
5	L_Anular	78,3433	mm				
6	L_Meñique	62,7807	mm				
7	A_Pulgar	20,2084	mm				
8	G_Pulgar	16,4333	mm				
9	A_Indice	18,3893	mm				
10	G_Indice	16,3893	mm				
11	A_Mano	79,9062	mm				
12							
13							

Figura N° 66: Libro de Excel con las dimensiones exportadas

Fuente: Elaboración propia

3.5. Diseño electrónico

Se diseñó el circuito electrónico en el software EAGLE para la elaboración de la placa de adquisición de datos para una mejor presentación del diseño, la cual contó con las siguientes etapas mostradas. Además, estas se visualizan en la Figura N° 67:

- Conectores
- Amplificador de Instrumentación (INA)
- Filtro Pasa Banda
- Rectificador de Media Onda

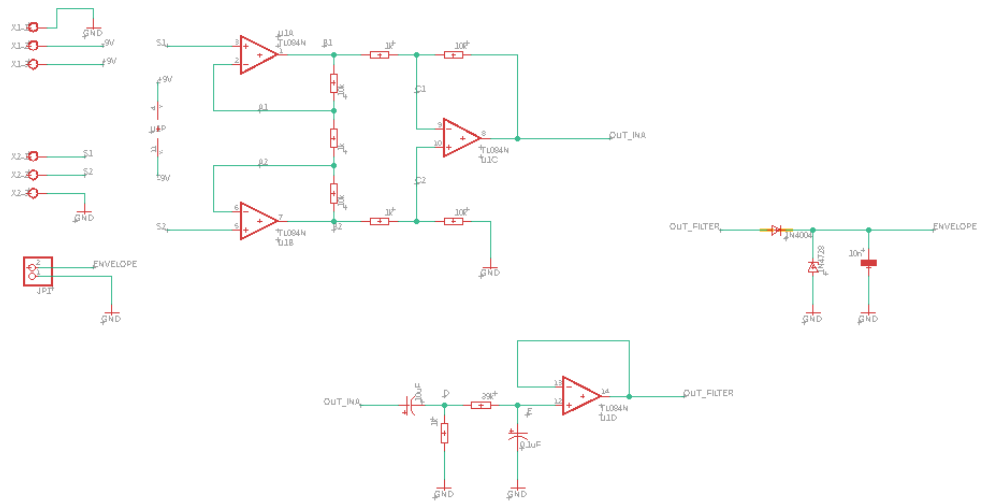


Figura N° 67: Circuito esquemático del EMG

Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

3.5.1. Conectores/Borneras

En esta etapa, se emplearon 2 segmentos de borneras: uno que sirvió de alimentación de la fuente simétrica de 9 voltios, como se muestra en la Figura N° 68 y otro para la lectura de las señales provenientes de los electrodos como se muestra en la Figura N° 69. Además, se utilizó un par de espadines como medio para mandar las señales o datos de salida hacia el microcontrolador como se ve en la Figura N° 70. Se detalla que, en los 3 segmentos mencionados, así como en el resto la placa, la tierra (GND) es común.

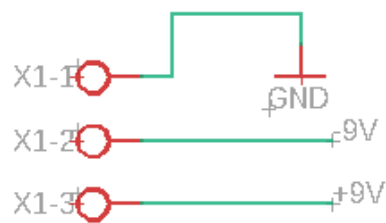


Figura N° 68: Puertos de conexión a fuente.

Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

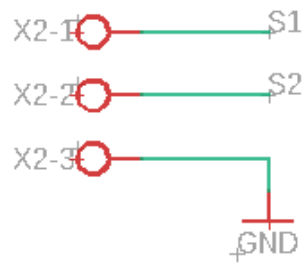


Figura N° 69: Puertos de conexión a señales EMG

Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

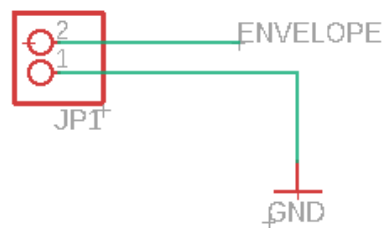


Figura N° 70: Puerto de señal de salida hacia el osciloscopio

Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

3.5.2. Amplificador de Instrumentación (INA)

En esta etapa, la señal fue captada por los electrodos, dos ubicados en los extremos de un músculo seleccionado y uno en el área cercana al codo, donde corresponde el área de la tierra o GND, que pasaron por los amplificadores operacionales para poder filtrar la señal y obtener como resultado la diferencia de las señales con el ruido ya filtrado. El circuito final del INA lo vemos en la Figura N° 71. Donde:

- V_a = Señal de entrada del electrodo ubicado en la parte superior del músculo.
- V_b = Señal de entrada del electrodo ubicado en la parte inferior del músculo.
- V_c = Señal de tierra del electrodo ubicado cerca al área del codo.
- $R_1 = 1$ Kilo Ohms.
- $R_2 = R_3 = 10$ Kilo Ohms.
- $R_4 = R_5 = 1$ Kilo Ohms.

- $R6 = R7 = 10 \text{ Kilo Ohm}$.
- Ganancia = 210.

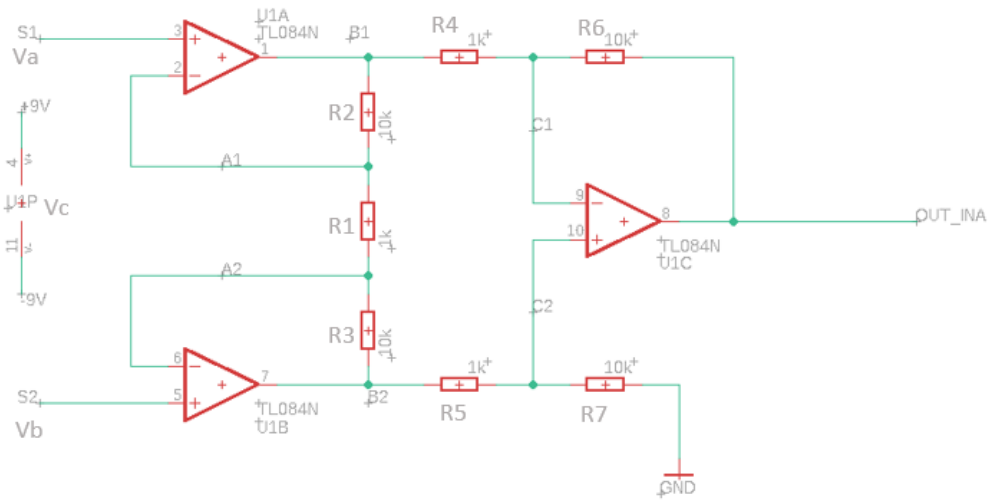


Figura N° 71: Circuito del Amplificador Instrumental basado en el TL084

Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

3.5.3. Filtro Pasa Banda

La señal obtenida por el INA pasó por esta etapa, en la cual, todas las frecuencias inferiores a una “frecuencia de corte 1” de 16 Hz y todas las frecuencias superiores a una “frecuencia de corte 2” de 41 Hz, fueron atenuadas para segmentar la señal deseada. Estos valores fueron calculados en pruebas de laboratorio realizadas en un documento de investigación anterior. En la Figura N° 72 se puede observar el circuito del filtro pasabanda, donde:

- $C1 = 10 \text{ uF}$.
- $R8 = 1 \text{ Kilo Ohms}$.
- $R9 = 39 \text{ Kilo Ohms}$.
- $C2 = 0.1 \text{ uF}$.
- Ganancia = 1.

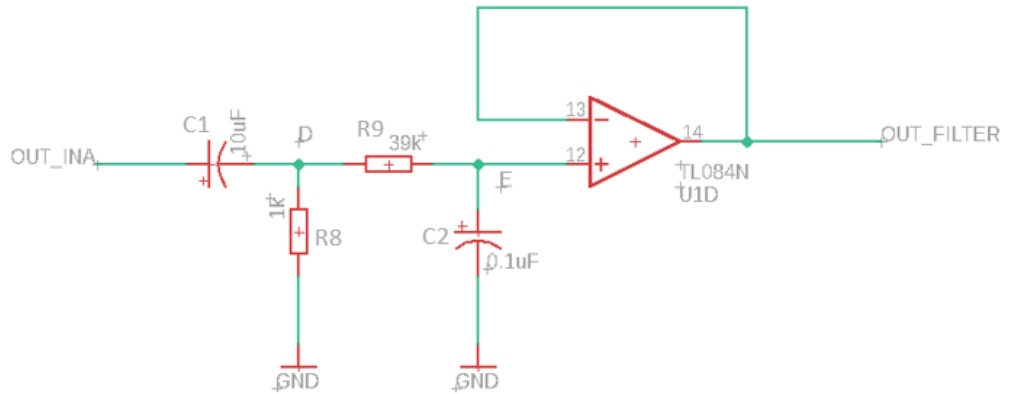


Figura N° 72: Circuito filtro pasa banda no inversora de 2do orden
 Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

3.5.4. Rectificación de media onda

En la etapa siguiente, las señales obtenidas por los filtros pasa banda sirvieron de ayuda para poder controlar la señal eliminando la amplitud negativa (parte negativa) de la señal muscular, como comprobamos en el circuito de la Figura N° 73, donde:

- D1 = Diodo 1N4004.
- D2 = Diodo Zener 1N4728A.
- C3 = 10nF

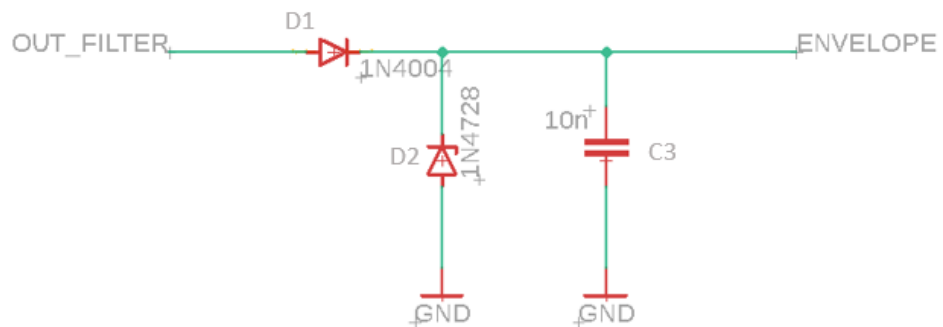


Figura N° 73: Circuito rectificador de media onda
 Fuente: Diagrama realizado usando el software EAGLE.

Por último, se diseñó el esquemático de la placa tanto en la capa superior como en la capa inferior como se corrobora en las Figura N° 74 y Figura N° 75,

mostrando el diseño esquemático en EAGLE y placa impresa por el método de fabricación de serigrafía.

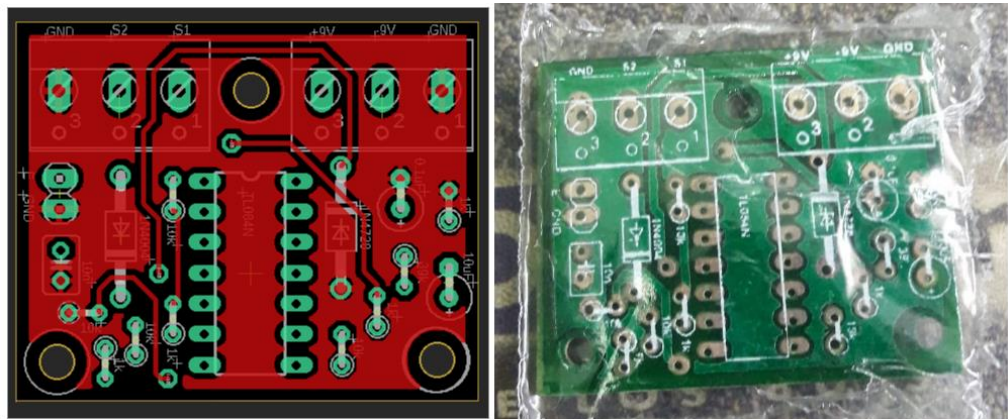


Figura N° 74: Circuito esquemático del EMG cara superior

Fuente: Diseño realizado usando el software EAGLE.

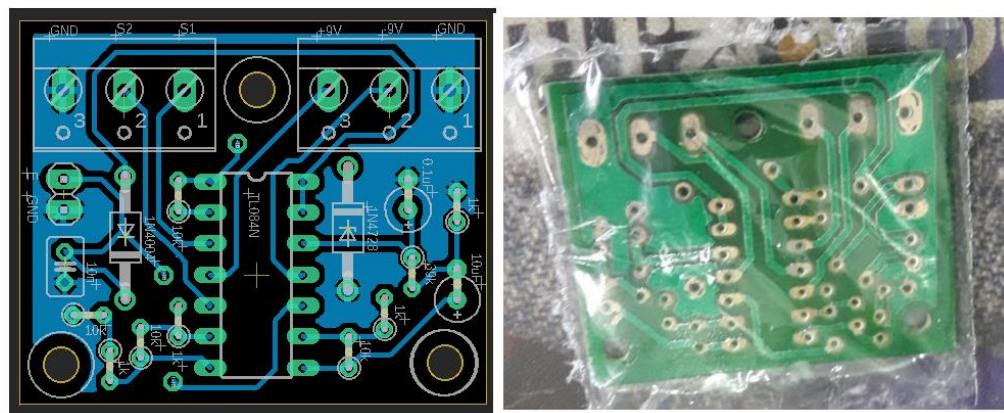


Figura N° 75: Circuito esquemático del EMG cara inferior

Fuente: Diseño realizado usando el software EAGLE.

De este forma se realizó el testeo una vez soldados todos los componentes como se aprecia en la Figura N° 76 para realizar las pruebas respectivas en el capítulo siguiente.



Figura N° 76: Circuito esquemático del EMG cara superior
Fuente: Elaboración propia

3.6. Simulación Gráfica

Se elaboró una interfaz para demostrar virtualmente el funcionamiento del sistema, a tiempo real, sobre los datos obtenidos de la señal EMG por medio del microcontrolador Arduino con el objetivo de activar los actuadores.

El software escogido para dicha interfaz es Labview, que permitió realizar la lectura e interpretación de los datos leídos mediante una comunicación serial, además se utilizó el IDE de Arduino (software para programar la familia de microcontroladores Arduino) para la elaboración del algoritmo de envío de datos.

Requisitos para el funcionamiento de la interfaz:

- Se instaló el driver NI VISA para que exista una comunicación serial mediante Labview y el microcontrolador seleccionado.
- Se designó como velocidad de comunicación tanto para el NI VISA como para el Arduino en 9600 baudios.
- Se determinaron las condiciones para manejar el cambio de estado respecto a la posición final de los dedos de la prótesis elaborada.
- El dato del funcionamiento de la interfaz debe ser enviado por el Arduino para emular las condiciones propuestas codificadas en el IDE del mismo.

En la Figura N° 77 se puede apreciar la lógica utilizada para dicha interfaz manteniendo las condiciones propuestas. Del mismo modo en la Figura N° 78 se visualiza la interfaz de usuario autogenerada por el diagrama de bloques.

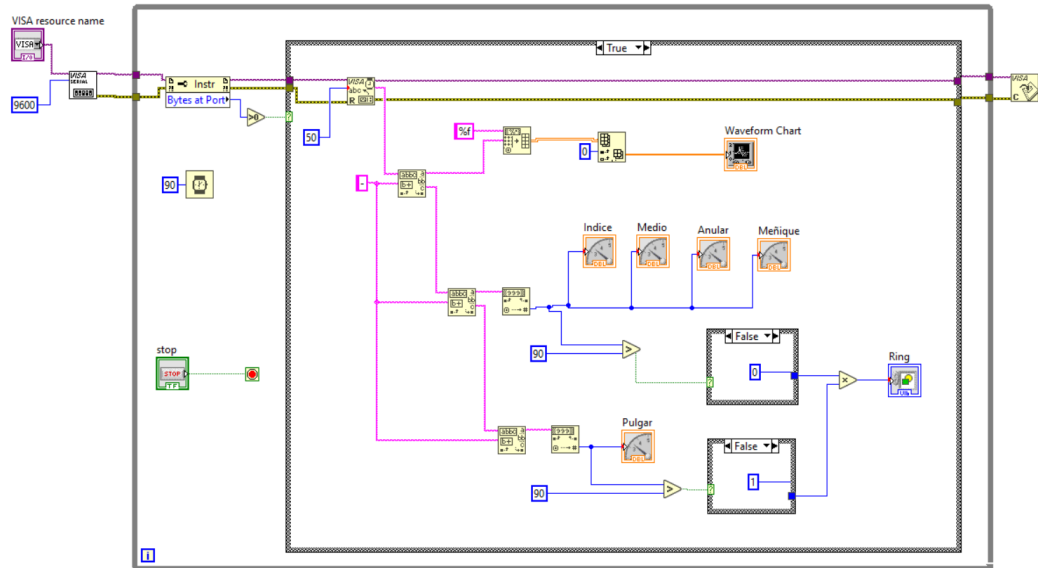


Figura N° 77: Diagrama de bloques para el Simulador Gráfico

Fuente: Elaboración propia.

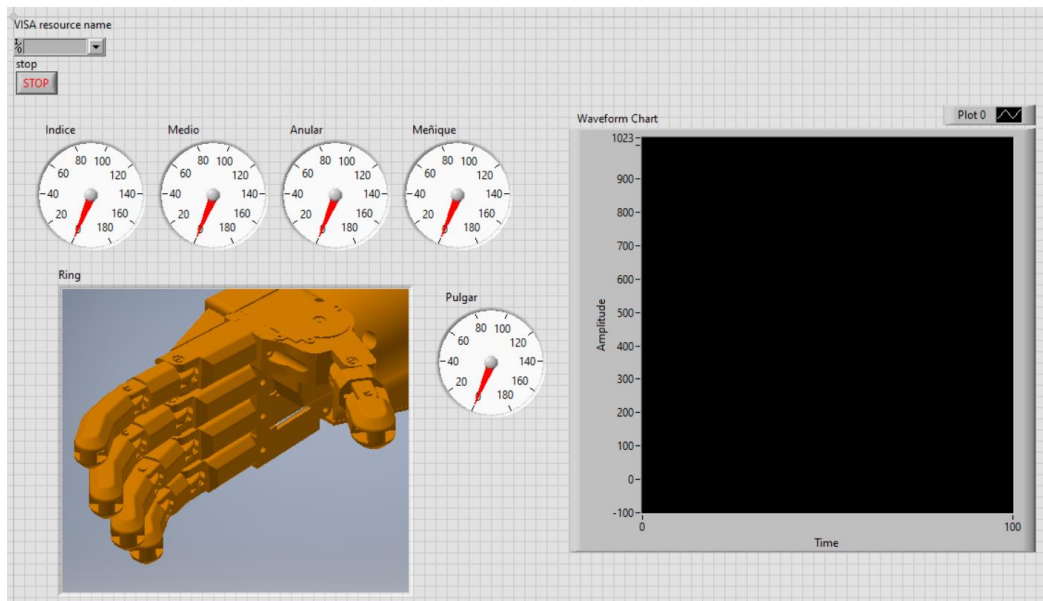


Figura N° 78: Simulador Gráfico

Fuente: Interfaz diseñada usando el software LABVIEW.

En la Figura N° 79 se acató la elaboración del algoritmo de envío de datos realizado en el IDE del Arduino en la cual se manejan las mismas condiciones planteadas en el diagrama de bloques de Labview.

```

//Configuracion inicial
//-----
int varA0; //Valor leído del EMG
byte anguloD=0; //Angulo de movimiento para los dedos
byte anguloP=0; //Angulo de movimiento para el pugar
int umbral=20; //Umbral de actuacion para la protesis
byte cuenta1=0; //Variable para contar 1
byte cuenta2=0; //Variable para contar 2
byte caso=1; //Variable para casos de funcionamiento
//-----

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(A0, INPUT);
}

void loop() {
  varA0=analogRead(A0);
  if (varA0>umbral){
    caso=not(caso);
    switch (caso) {
      case 0:
        for (cuenta1=0;cuenta1<18;cuenta1++){
          anguloD=anguloD+10;
          if (anguloD>180){anguloD=180;}
          imprimir (varA0,anguloD,anguloP);
          delay(100);}
        for (cuenta2=0;cuenta2<18;cuenta2++){
          anguloP=anguloP+10;
          if (anguloP>180){anguloP=180;}
          imprimir (varA0,anguloD,anguloP);
          delay(100);}
        break;
        break;
      case 1:
        for (cuenta2=18;cuenta2>0;cuenta2--){
          anguloP=anguloP-10;
          if (anguloP<0){anguloP=0;}
          imprimir (varA0,anguloD,anguloP);
          delay(100);}
        for (cuenta1=18;cuenta1>0;cuenta1--){
          anguloD=anguloD-10;
          if (anguloD<0){anguloD=0;}
          imprimir (varA0,anguloD,anguloP);
          delay(100);}
        break;}}
    imprimir (varA0,anguloD,anguloP);
    delay(100);
  }
}

void imprimir(int A,int B,int C){
  Serial.print(A);Serial.print("-");
  Serial.print(B);Serial.print("-");
  Serial.println(C);
}

```

Figura N° 79: Codificación en el Arduino IDE

Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. Pruebas Finales

a) Ejecución de la interfaz GUI

Esta prueba se basó en la obtención de las dimensiones necesarias de la mano del paciente, por medio del procesamiento digital de imágenes. Esto comprobó que las dimensiones del paciente visualizadas son cercanas al valor real.

b) Parametrización de la mano

Esta prueba se basó en la capacidad de acondicionamiento del diseño previamente realizado en un software 3D. Esto comprobó que el diseño cambia sus dimensiones dentro del rango establecido.

c) Esfuerzo mecánico en pleno funcionamiento

Esta prueba se basó en la simulación mecánica a la que fueron sometidas las piezas del diseño, con la finalidad de comprobar si se encuentran aptas para soportar esfuerzos variados en pleno funcionamiento.

d) Lectura de la señal del EMG

Esta prueba se basó en determinar la señal analógica de salida del EMG totalmente filtrado.

Para ello, se utilizaron sensores no invasivos, como electrodos desechables, verificando la correcta lectura de la señal obtenida de los músculos.

e) Simulación sobre el accionar de los servos

Esta prueba se basó en la simulación de los actuadores de la prótesis en el software Labview. Esto comprobó si la señal EMG mostrada y obtenida por la placa es procesada correctamente por el microcontrolador Arduino, mediante los indicadores colocados en la interfaz que emulan el ángulo que el servomotor se posiciona en tiempo real.

4.2. Resultados

a) Ejecución de la interfaz GUI

Para los resultados de esta prueba, se seleccionó a una persona entre las edades estipuladas previamente para que juegue el rol de paciente con alguna amputación transradial.

A continuación, observamos en las Figura N° 80 y Figura N° 81 las dos imágenes necesarias de la paciente femenina para la interfaz. Cada una tomado desde un celular inteligente o smartphone con la plantilla mencionada en el capítulo 2.

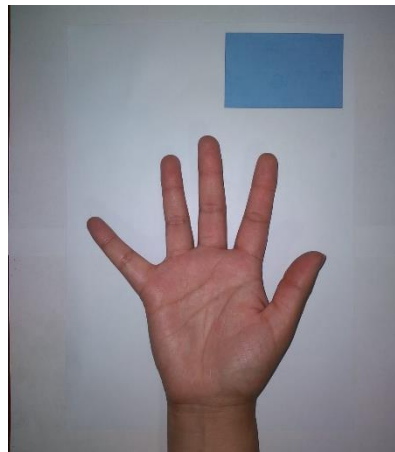


Figura N° 80: Mano del paciente con dedos separados

Fuente: Elaboración propia.

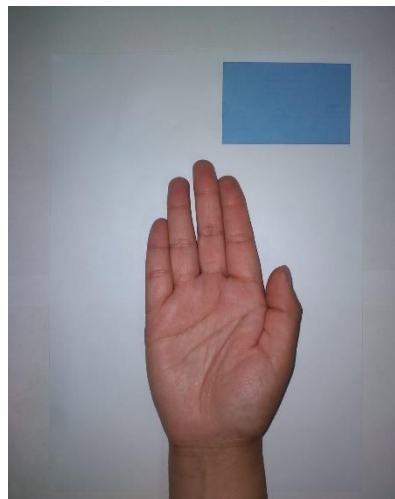


Figura N° 81: Mano del paciente con dedos juntos

Fuente: Elaboración propia.

Acto seguido, se procesó el par de fotos en la interfaz realizada en el software Matlab para determinar los valores de las variables del paciente femenino a emplear en la siguiente etapa de la simulación de esta investigación, así como el tiempo que demoró el procesamiento, esto se comprueba respectivamente en las Figura N° 82 y Figura N° 83.



Figura N° 82: Interfaz GUI con las dimensiones calculadas

Fuente: Interfaz diseñada usando el software MATLAB.

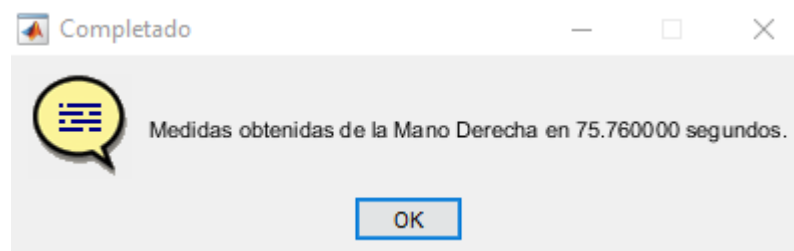


Figura N° 83: Tiempo del procesamiento de imágenes

Fuente: Mensaje obtenido de la interfaz diseñada usando el software MATLAB.

Para su exportación en Excel, se manejaron 2 hojas de cálculo que cumplen ciertas condiciones en función del rango de dimensiones preestablecidas Figura N° 85 y Figura N° 86, cuyos nombres para ambos es “Medidas” y estos archivos se guardan en diferentes ubicaciones para reemplazar el archivo original que se usó como base para el diseño. La exportación para ambos

archivos Excel se realiza de manera simultánea como se puede apreciar en la Figura N° 84.

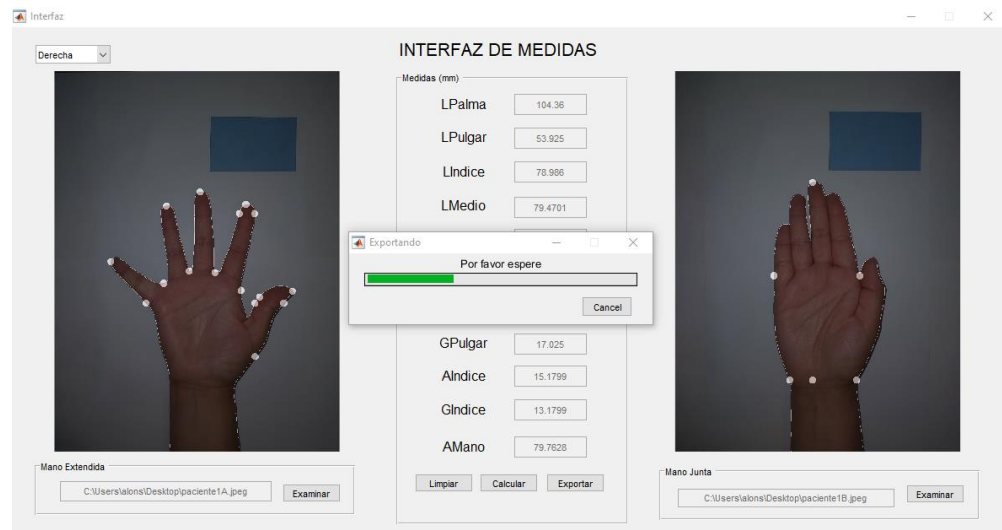


Figura N° 84: Exportación de las dimensiones

Fuente: Interfaz diseñada usando el software MATLAB.

	A	B	C	D	E	F	G
1	L_Palma	104.36	mm				
2	L_Pulgar	53.925	mm				
3	L_Indice	78.986	mm				
4	L_Medio	79.4701	mm				
5	L_Anular	71.8408	mm				
6	L_Meñique	54.1046	mm				
7	A_Pulgar	20.9361	mm				
8	G_Pulgar	17.025	mm				
9	A_Indice	15.1799	mm				
10	G_Indice	13.1799	mm				
11	A_Mano	79.7628	mm				
12							

Figura N° 85: Dimensiones originales obtenidas

Fuente: Elaboración propia

	A	B	C	D	E	F	G
1	L_Palma	104.36	mm				
2	L_Pulgar	53.925	mm				
3	L_Indice	78.986	mm				
4	L_Medio	79.4701	mm				
5	L_Anular	71.8408	mm				
6	L_Meñique	54.1046	mm				
7	A_Pulgar	20.9361	mm				
8	G_Pulgar	18	mm				
9	A_Indice	18	mm				
10	G_Indice	16	mm				
11	A_Mano	79.7628	mm				
12							

Figura N° 86: Dimensiones dentro del rango de parametrización

Fuente: Elaboración propia.

La diferencia entre los archivos “Medidas” resultantes, radica en que uno contiene las dimensiones originales del paciente y el otro archivo contiene las medidas del paciente que están dentro del rango de parametrización. Por lo cual, si estas llegan a estar fuera del rango establecido, toman el valor más cercano del mismo como se aprecia en la Figura N° 86.

Finalmente, de la Tabla N° 10, con el objetivo de verificar la precisión de la obtención de las dimensiones, se calculó el error relativo entre las dimensiones reales del paciente y las “Medidas” obtenidas del archivo de dimensiones pertenecientes al rango de parametrización, siendo este último archivo el utilizado para la fabricación de la prótesis. Además, el error relativo se determinó en la ecuación (30), y posteriormente se realizó un promedio global del mismo

$$Error\ Relativo\ (\%) = \left| \frac{V_{Real} - V_{Aprox}}{V_{Real}} \right| * 100\%$$

Donde: V_{Real} (30)

= Dimensiones del rango de parametrización

V_{Aprox} = Dimensiones reales del paciente

Fuente: Fórmula del Error Relativo

Tabla N° 10: Error relativo del algoritmo.

Variable	Dimensiones del rango de parametrización	Dimensiones reales del paciente	Error Relativo (%)
L_Palma	104.36	101.51	2.81%
L_Pulgar	53.93	63.95	15.68%
L_Indice	78.99	72.68	8.68%
L_Medio	79.47	78.11	1.74%
L_Anular	71.84	70.38	2.08%
L_Meñique	54.10	61.43	11.92%
A_Pulgar	20.94	18.92	10.66%
G_Pulgar	18.00	15.29	17.72%
A_Indice	18.00	18.26	1.42%
G_Indice	16.00	15.86	0.88%
A_Mano	79.76	78.04	2.21%
PROMEDIO:			6.89%

Fuente: Elaboración propia.

Luego, con el margen de error promedio obtenido (6.89 %), se da por sentado que los procesos realizados son efectivos y certeros; de esta manera, realizando una operación simple, se determina que el algoritmo alcanza una precisión del 93.11%.

$$\text{Precisión} = 100.00\% - 6.89\% = 93.11\%$$

b) Parametrización de la mano

Los resultados de esta prueba se basaron en verificar la capacidad del acondicionamiento de las piezas del diseño de la prótesis una vez obtenida las dimensiones del paciente. Para lo cual fue necesario reemplazar el archivo de Excel “Medidas” con el archivo obtenido por medio de la interfaz gráfica, que tiene el mismo nombre.

A continuación, se muestra en la Figura N° 87 como los valores del “User Parameters” de la sección de “Parameters” de Inventor, cambian de las variables establecidas inicialmente para el diseño a los valores de las dimensiones del paciente.

Parameter Name	Unit/Ty	Equation	Nominal Vali	Tol.	Model Value	Key	Comment
User Parameters							
H:\PC\TESIS\Diseño p...							
L_Palma	mm	104.36 mm	104.360...	●	104.360000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L_Pulgar	mm	53.925 mm	53.925000	●	53.925000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L_Indice	mm	78.986 mm	78.986000	●	78.986000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L_Medio	mm	79.4701 mm	79.470100	●	79.470100	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L_Anular	mm	71.8408 mm	71.840800	●	71.840800	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L_Meñique	mm	54.1046 mm	54.104600	●	54.104600	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
A_Pulgar	mm	20.9361 mm	20.936100	●	20.936100	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
G_Pulgar	mm	18 mm	18.000000	●	18.000000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
A_Indice	mm	18 mm	18.000000	●	18.000000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
G_Indice	mm	16 mm	16.000000	●	16.000000	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
A_Mano	mm	79.7628 mm	79.762800	●	79.762800	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Figura N° 87: Cambio de los parámetros en Inventor

Fuente: Ventana de parámetros brindado por el software INVENTOR.

Finalmente se puede observar en la Figura N° 88 el redimensionamiento de la prótesis una vez realizada la actualización del archivo “Medidas” con los parámetros del paciente, y sobre las nuevas longitudes a considerar.

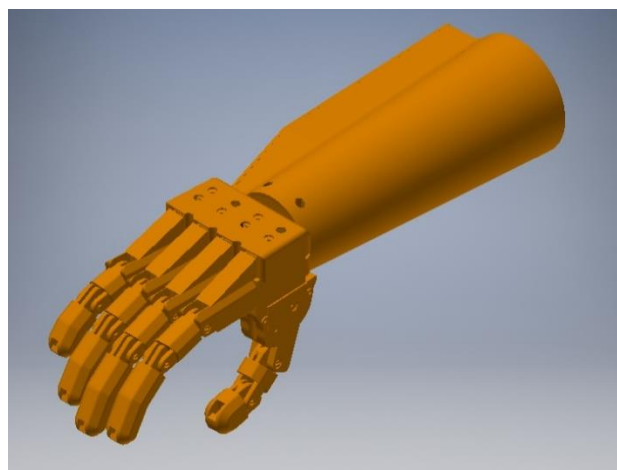


Figura N° 88: Prótesis después de la parametrización de las medidas

Fuente: Piezas ensambladas usando el software INVENTOR.

c) Esfuerzo mecánico en pleno funcionamiento

Los resultados de esta prueba se obtuvieron a partir de la simulación mecánica de las piezas, en donde se utilizó como límite elástico, el valor de la tracción del material escogido (PLA) después de ser sometido en alcohol isopropílico durante 48 horas e impreso en 3D con orientación en el eje Z. Este valor equivaldría a 35 MPa, como se corroboró en la Figura N° 19 del capítulo 3. A partir de aquí, se hará referencia al valor de la tracción del PLA como “límite elástico”.

A fin de realizar la simulación mecánica se emplearon las máximas fuerzas y los máximos pesos, calculados en el capítulo anterior. Asimismo, se realizó el análisis de cada una de las piezas de la prótesis con las dimensiones obtenidas del paciente que veremos a continuación:

- Simulación para la pieza de la polea.

Para el análisis del esfuerzo mecánico de la pieza de la “Polea” se usó la fuerza del tensor. Utilizando el criterio de Von Mises, que en ingeniería se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño. En la Figura N° 89 se puede apreciar los resultados de la simulación mecánica analizando con el criterio de Von Mises en donde, en la barra de color: El azul representa la mínima presión y el rojo la máxima presión ejercida sobre la pieza.

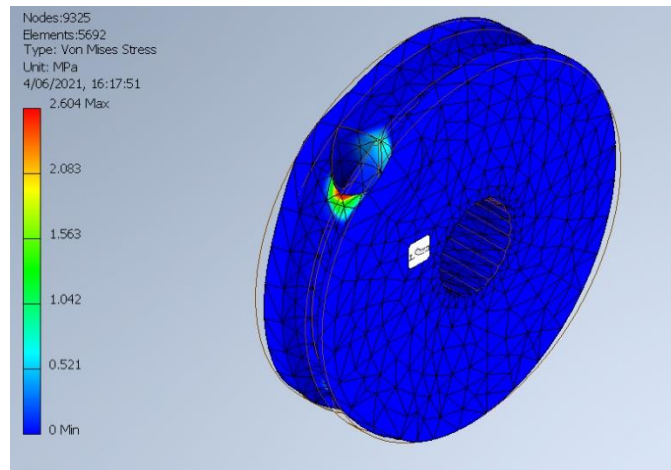


Figura N° 89: Simulación de Polea

Fuente: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

Como se observa en la imagen anterior la presión máxima a la que es sometida la pieza es 2.604 MPa lo cual está muy lejos del “límite elástico”.

- Simulación para las piezas del dedo.

A fin de realizar el análisis del esfuerzo mecánico de las piezas de los dedos se empleó la fuerza máxima que puede ejercer un dedo, calculada en el capítulo anterior. Se seleccionó el dedo meñique ya que este posee las medidas mínimas de parametrización y tiene semejanza con los otros dedos, y el dedo pulgar para la simulación mecánica por no ser semejante en forma a los demás dedos. Se destinó el mismo análisis de la pieza anterior con respecto a la lectura de los resultados obtenidos por el análisis de Von Mises mostrado en las siguientes figuras.

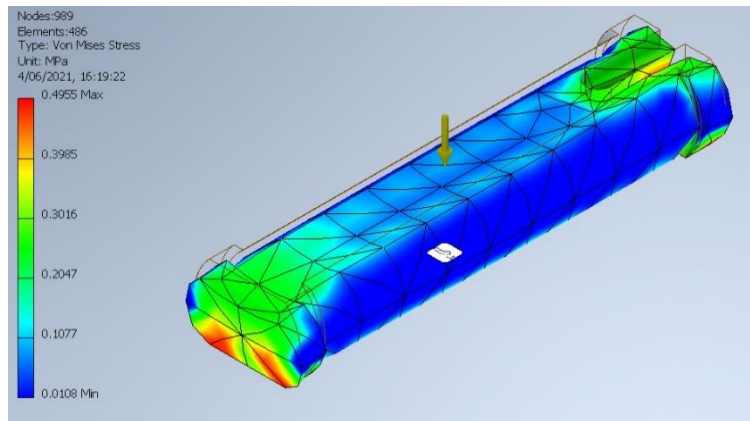


Figura N° 90: Simulación de Eje dedo

Fuente: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

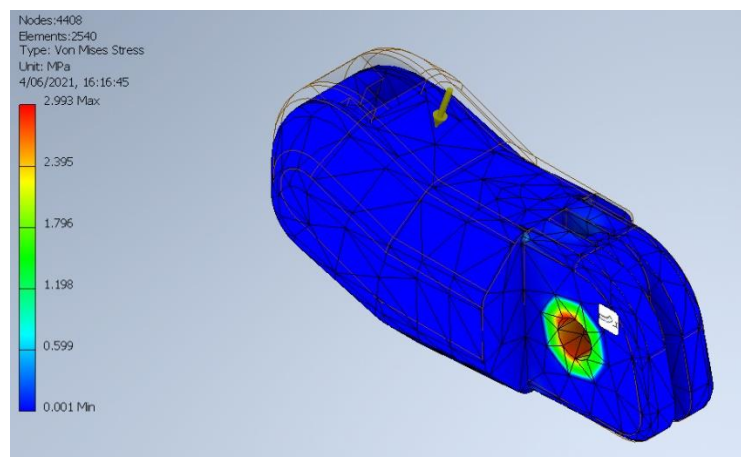


Figura N° 91: Simulación de Falange media y distal muñique

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

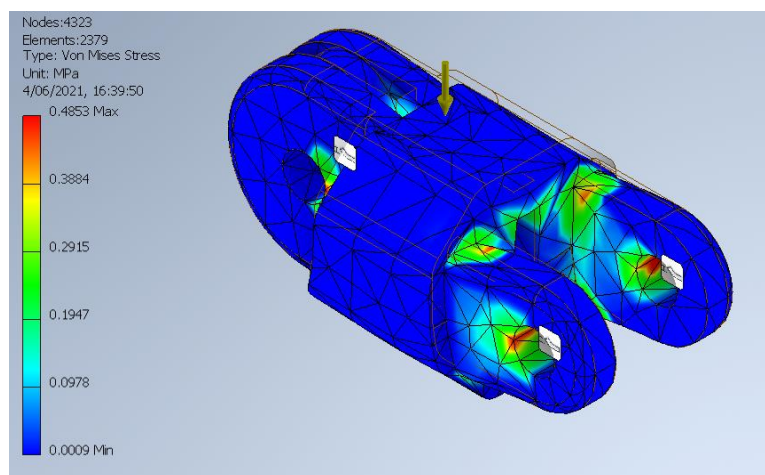


Figura N° 92: Simulación de Falange proximal muñique

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

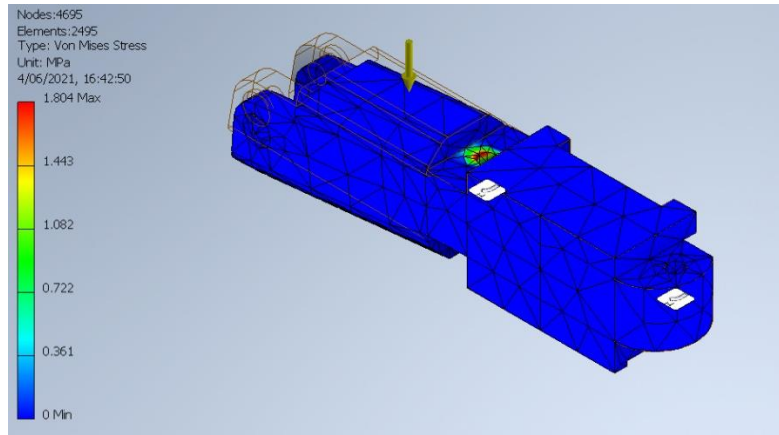


Figura N° 93: Simulación de Metacarpo meñique

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

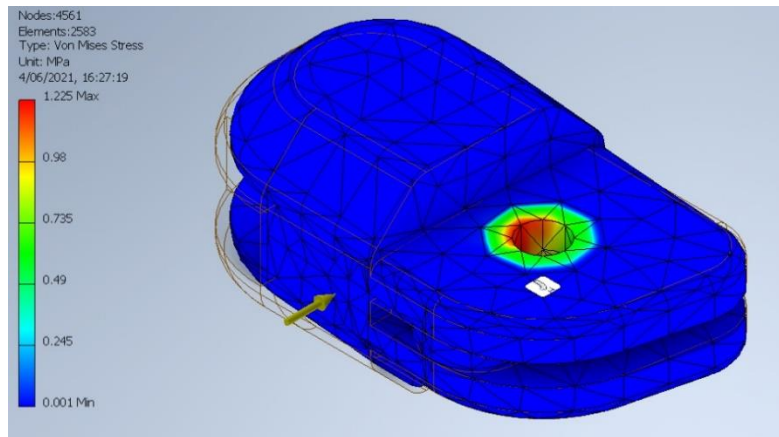


Figura N° 94: Simulación de Falange distal pulgar

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

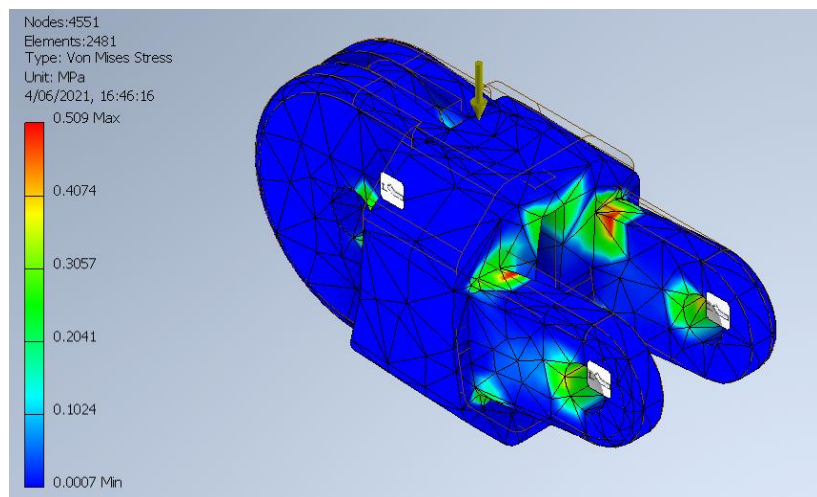


Figura N° 95: Simulación de Falange proximal pulgar

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

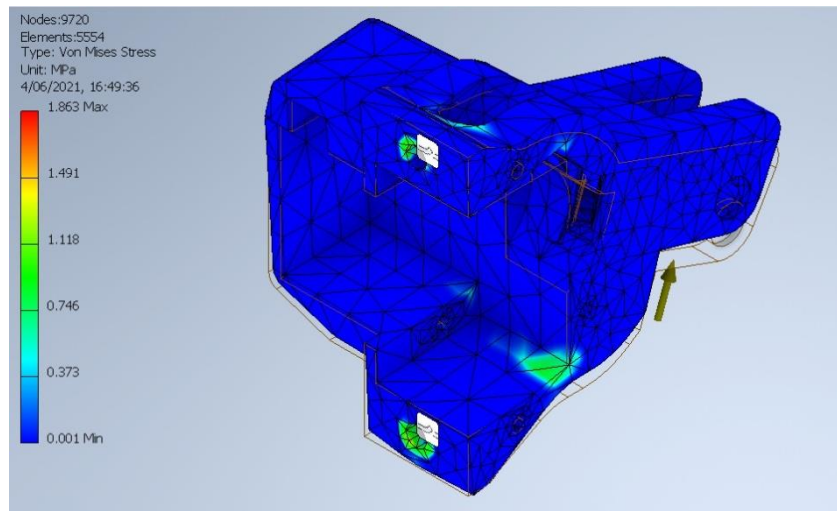


Figura N° 96: Simulación de Base pulgar

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

Como se observa en las imágenes, las piezas no llegan a la máxima fuerza de tracción que puede soportar el material PLA y operan dentro de su rango elástico.

- Simulación para las piezas de la palma.

Con el propósito de desarrollar el análisis del esfuerzo mecánico de las piezas de la palma se declara como la fuerza de simulación, a la capacidad de levantamiento máximo de la mano, calculados en el capítulo anterior. Se empleó el mismo análisis de la primera pieza con respecto a la interpretación de los resultados obtenidos en el análisis de Von Mises en la Figura N° 97 y Figura N° 98.

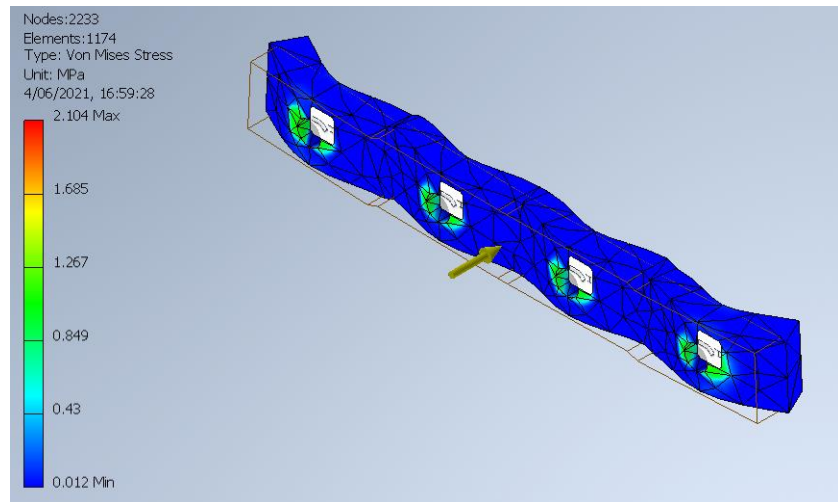


Figura N° 97: Simulación de seguro inferior palma

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

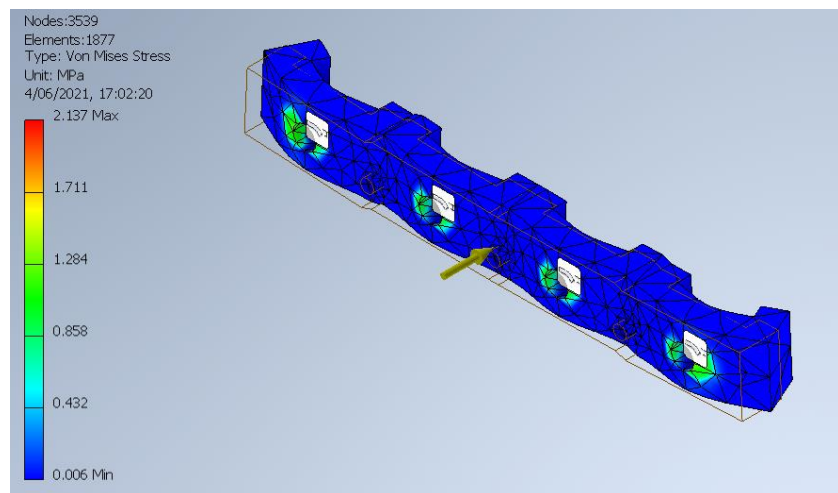


Figura N° 98: Simulación de seguro superior palma

Fuente: Simulación realizada usando el software INVENTOR.

Afortunadamente, las piezas simuladas aún permanecen dentro del límite elástico predefinido.

- Simulación para las piezas de la muñeca

La muñeca de la prótesis está compuesta por un par de piezas del mismo tipo, esta pieza es “seguro muñeca”. Para el análisis del esfuerzo mecánico de las piezas de la muñeca se utilizó la capacidad de levantamiento máximo de la mano, adicionando a esta fuerza el peso de la mano, ambos calculados en el capítulo anterior. Se usó el mismo

análisis de la primera pieza con respecto a la lectura de los resultados obtenidos en el análisis de Von Mises en la Figura N° 99.

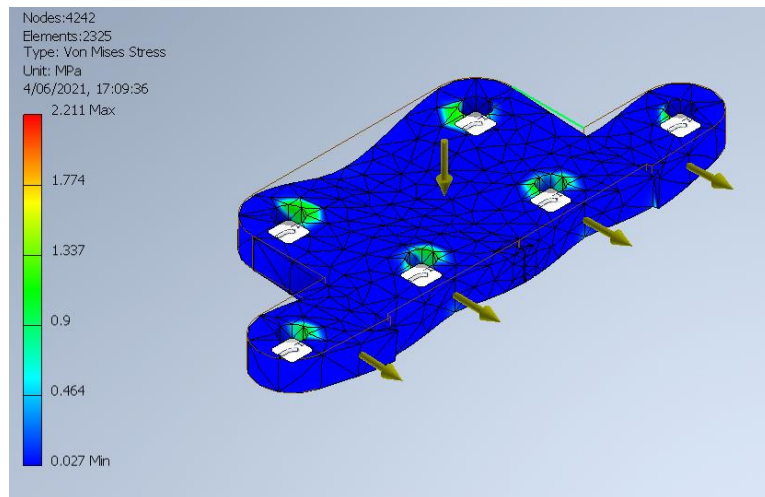


Figura N° 99: Simulación de seguro muñeca

Elaboración: Simulación realizada usando el software INVENTOR..

Como se aprecia en la imagen anterior, la pieza posee zonas de color rojo indicando que la misma es sometida a una presión de 2.211 MPa en dichas zonas, pero esta presión no llega a salir del límite elástico por lo que no es necesario realizar ninguna modificación a esta pieza.

d) Resultado de la lectura del EMG

Para determinar la señal analógica del EMG totalmente filtrada se utilizaron sensores no invasivos, como electrodos desechables, verificando la correcta lectura de la señal obtenida de los músculos. Asimismo, se utilizó el microcontrolador Arduino y el IDE de Arduino para poder visualizar la señal filtrada

Primero se escogió el músculo de lectura de la señal para realizar las pruebas. Se designó el músculo del bíceps ya que este presenta una fácil activación y desactivación, más aún por su cercanía al codo para que este funcione como punto tierra en el sistema.

Con el fin de uniformizar el ruido originado al momento de obtener la señal del músculo y que esta sea más fácil de filtrar, se utilizó un cable trenzado, conectado entre los electrodos y la placa EMG.

Para la alimentación del sistema, se designó una fuente aislada ajena a la brindada por los tomacorrientes, para mantener el cuidado del paciente (ya que este irá conectado al sistema) y evitar el ruido de 60 Hz originado por la fuente de alimentación alterna. Por lo tanto, se seleccionó las siguientes condiciones para los diversos componentes del sistema:

- Circuito EMG, se designó emplear dos baterías de 9 voltios formando una fuente simétrica con las mismas para la alimentación de los OpAmps del circuito.
- Para la lectura de la señal, se seleccionó el uso de una laptop que no esté conectado al tomacorriente. Asimismo, sin ningún otro tipo de conexión que no sean periféricos (en especial la conexión por cable de red).
- El microcontrolador Arduino se alimenta con la conexión serial que realiza con la laptop.

A continuación, se muestra en la Figura N° 100 el diagrama de conexión que se siguió para poder realizar las pruebas.

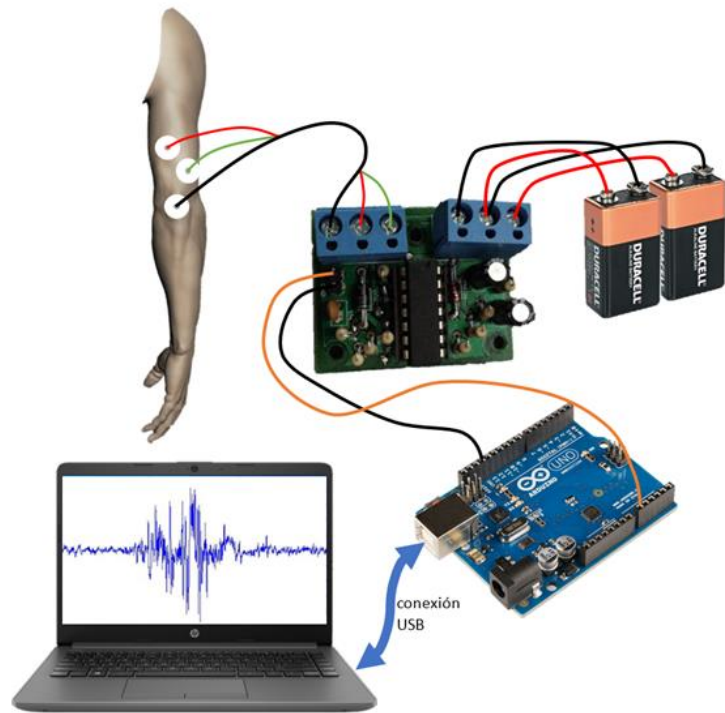


Figura N° 100: Diagrama de conexión para la lectura de la señal EMG
 Fuente: Elaboración propia

Posteriormente se puede apreciar en la Figura N° 101 la conexión planteada en la figura anterior.

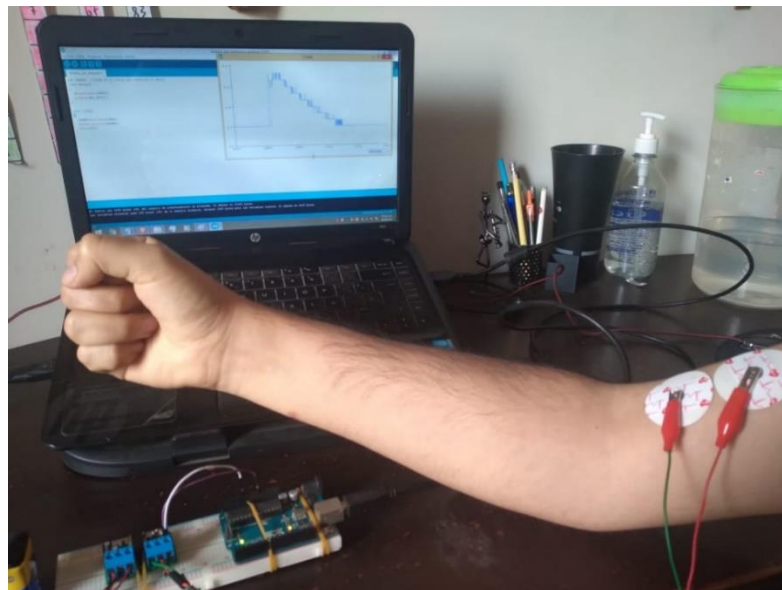


Figura N° 101: Foto de conexión del sistema
 Fuente: Elaboración propia

Finalmente, en la Figura N° 102 se puede apreciar los resultados del filtrado de la señal realizado por la placa EMG, procesado por medio de la lectura de uno de los pines analógicos del Arduino y mostrado mediante el Serial Plotter de Arduino.

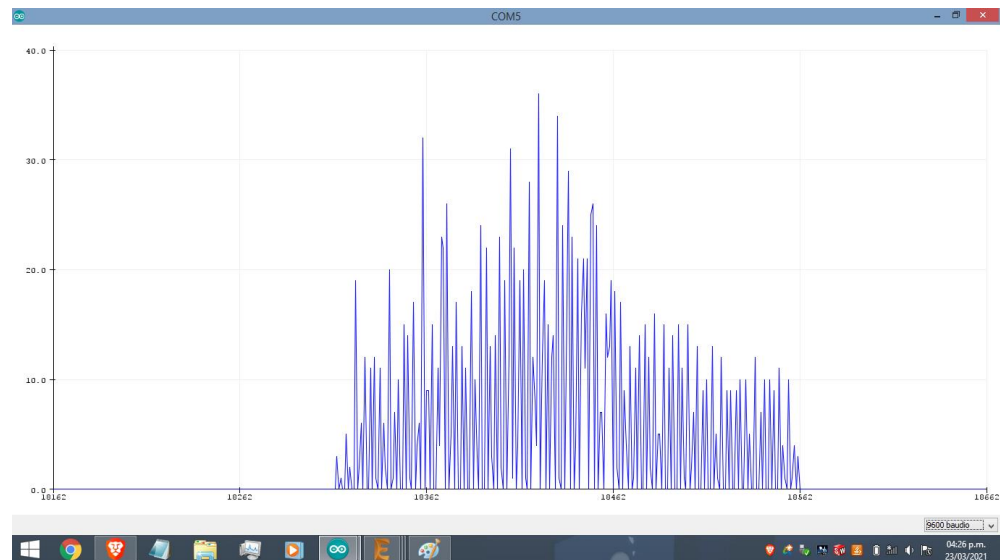


Figura N° 102: Señal EMG mostrada mediante el Serial plotter de Arduino

Fuente: Grafico obtenido usando el software ARDUINO.

Como se ve en los resultados obtenidos, existe una clara diferencia entre la señal obtenida por la activación del bíceps y el resto de la señal por lo tanto se puede inferir que la placa EMG nos sirve para poder realizar la prueba de todo el sistema.

e) Simulación sobre el accionar de los servos

Por último, se empleó la interfaz creada en el software Labview con la finalidad de reproducir y mostrar el valor del ángulo de los servomotores de la mano en tiempo real, en función de los datos obtenidos de la señal generada en el punto anterior.

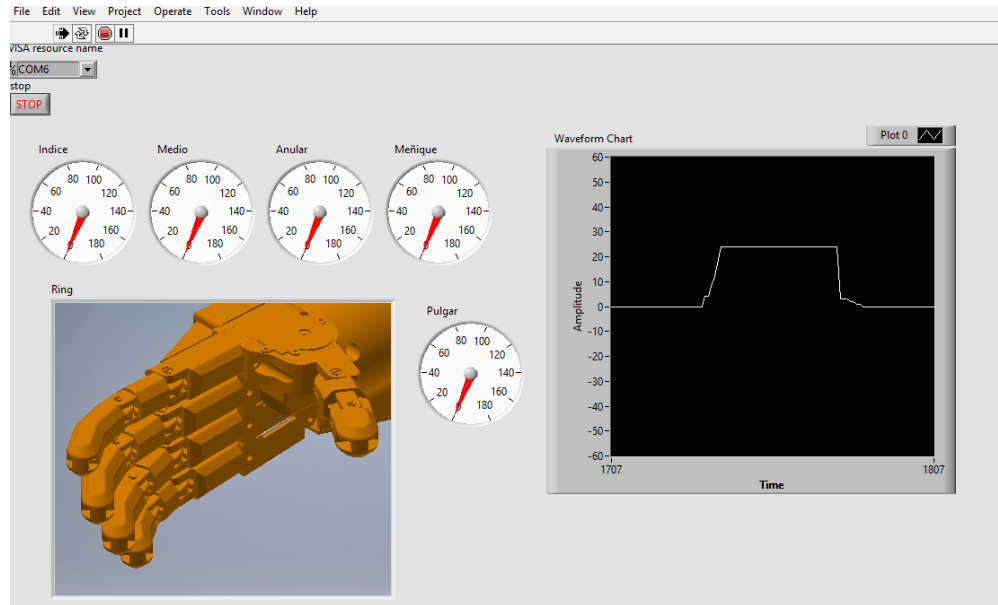


Figura N° 103: Interfaz de la simulación posición base

Fuente: Interfaz diseñada usando el software LABVIEW.

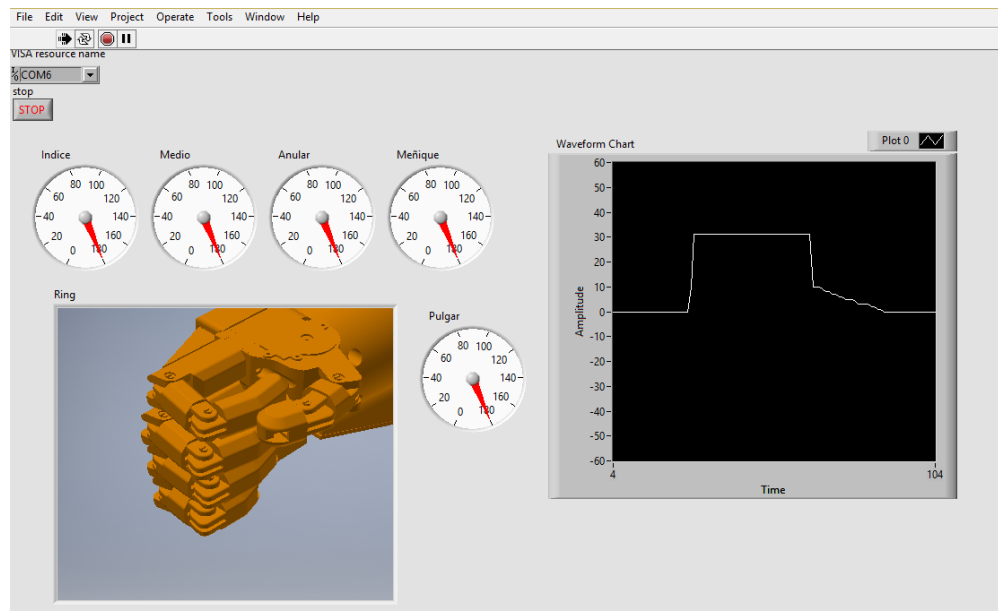


Figura N° 104: Interfaz de la simulación posición cerrado los dedos

Fuente: Interfaz diseñada usando el software LABVIEW.

Se comprobó con la Figura N° 103 y Figura N° 104 que la simulación realizada fue un éxito al visualizar las animaciones respectivas de la prótesis parametrizada en sus dos estados, apertura y cierre de los dedos. El valor de los taquímetros en la interfaz diseñada en Labview de cada uno de los dedos (Índice, Medio, Anular, Meñique y Pulgar) representa el ángulo en el que se

mueve el servomotor MG90s para poder realizar la apertura y cierre de cada dedo, el valor de 0° a 180° de los taquímetros representa el rango de movimiento del actuador. Asimismo, se puede visualizar la señal EMG en tiempo real (Waveform Chart) que como se observa en la imagen tiene una zona plana en la parte superior, que representa el accionar de todos los actuadores cuando el microcontrolador interpreta que la señal supera un umbral para cambiar de estado de apertura a cierre de los dedos o viceversa.

CONCLUSIONES

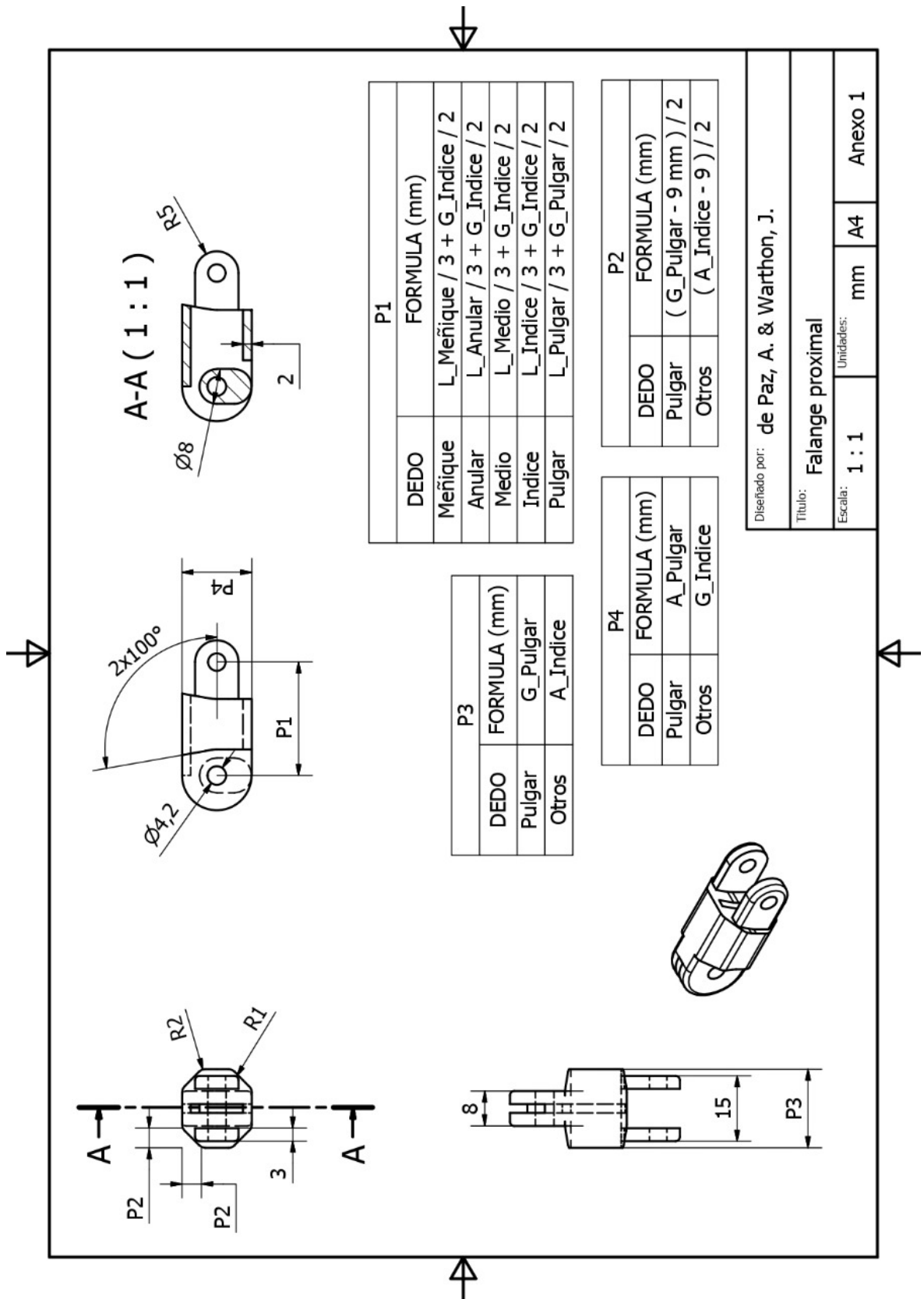
1. La implementación del algoritmo en el Capítulo 3, sección 3 “Algoritmo de procesamiento de imágenes” y sección 4 “Diseño de interfaz gráfica” con apoyo del software Matlab, permitió la obtención de las dimensiones del paciente indistintamente de la edad, lo cual sirvió para realizar múltiples diseños de prótesis paramétricas con datos obtenidos de las dimensiones y con un margen de precisión del 93.11%. También, la GUI desarrollada en el software Matlab, facilitó el uso por parte del usuario que cuando se ejecuta la aplicación mediante comandos, tal como se corrobora en la Figura N° 82.
2. El diseño paramétrico del sistema mecánico fue desarrollado en el Capítulo 3, sección 2 “Diseño mecánico”; donde se observa su efectividad para la personalización de diseños para prótesis, siempre y cuando se tenga claro un rango de diseño; es decir, dirigirlo a un público específico tales como niños, adolescentes, etc. Asimismo, se comprueba tal diseño en la Figura N° 87 y Figura N° 88.
3. En cuanto al diseño e implementación del circuito electrónico, se concluye que fue realizado en el Capítulo 3; en él, se observa la realización de un adecuado filtrado del ruido sobre la señal ingresada, lo que también lo califica como un producto eficaz y económico con respecto al modelo comercial de referencia, tal como se comprueba en la Figura N° 102 del Capítulo 4, sección 2. Asimismo, según sea el caso, se logró dimensionar y ubicar a los componentes en el circuito electrónico, dependiendo del lugar donde se ubique la prótesis y de la longitud de esta sobre el brazo del paciente.
4. Finalmente, en relación con la simulación, se realizó en el software Labview; tal como se observa en el Capítulo 3, sección 6 “Simulación Gráfica”. Dicha simulación fue una representación simple pero concisa debido a que solo se instaló una librería para la conexión con un módulo Arduino. Además, se reitera que las condiciones empleadas para la interfaz en Labview deben coincidir con la programación del Arduino, así como la configuración del microcontrolador. Asimismo, se pudo segmentar datos con la interfaz gráfica, como separar una cadena de datos, para los indicadores y para la visualización de la señal EMG como se aprecia en la Figura N° 103 y Figura N° 104 del Capítulo 4.

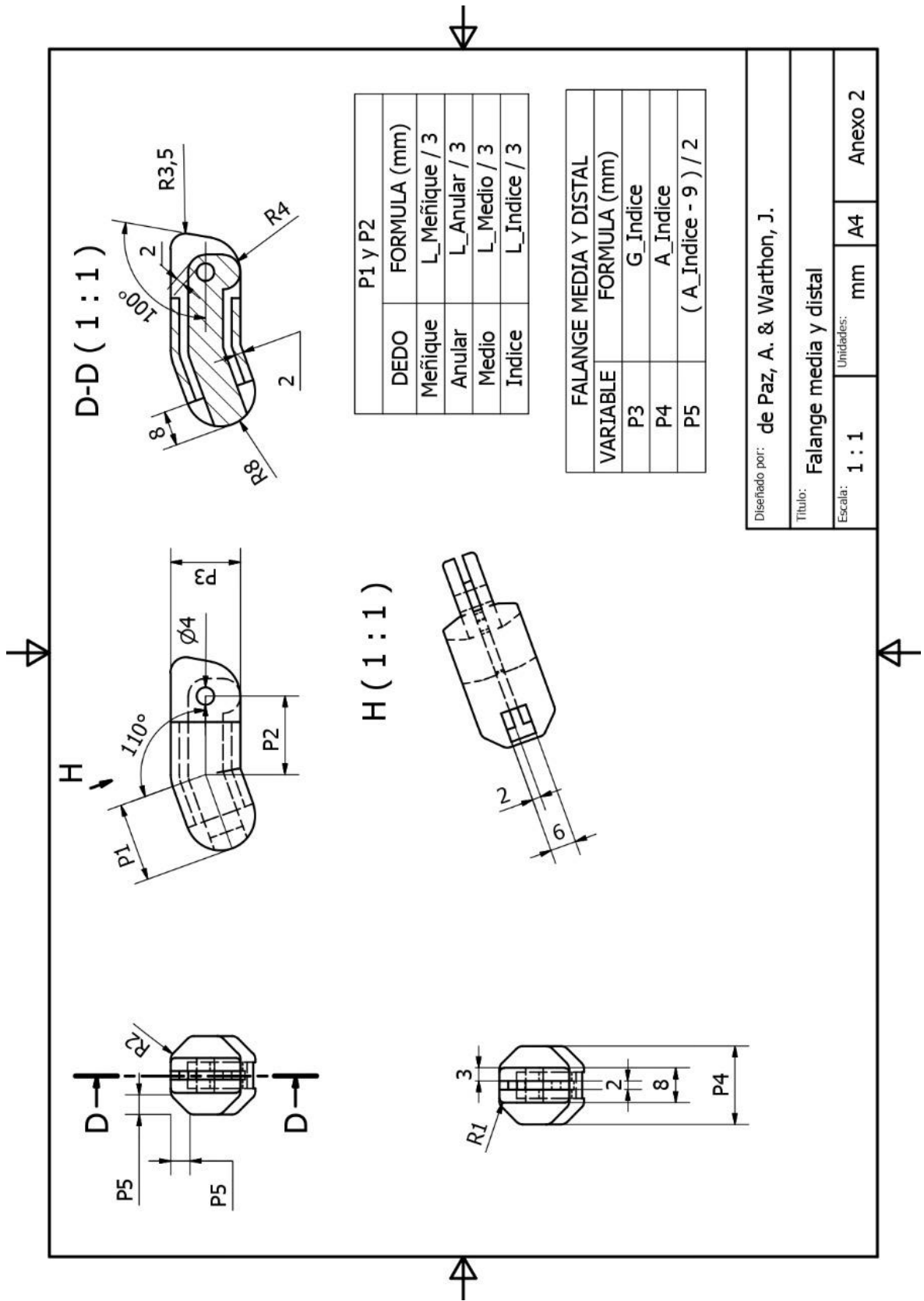
RECOMENDACIONES

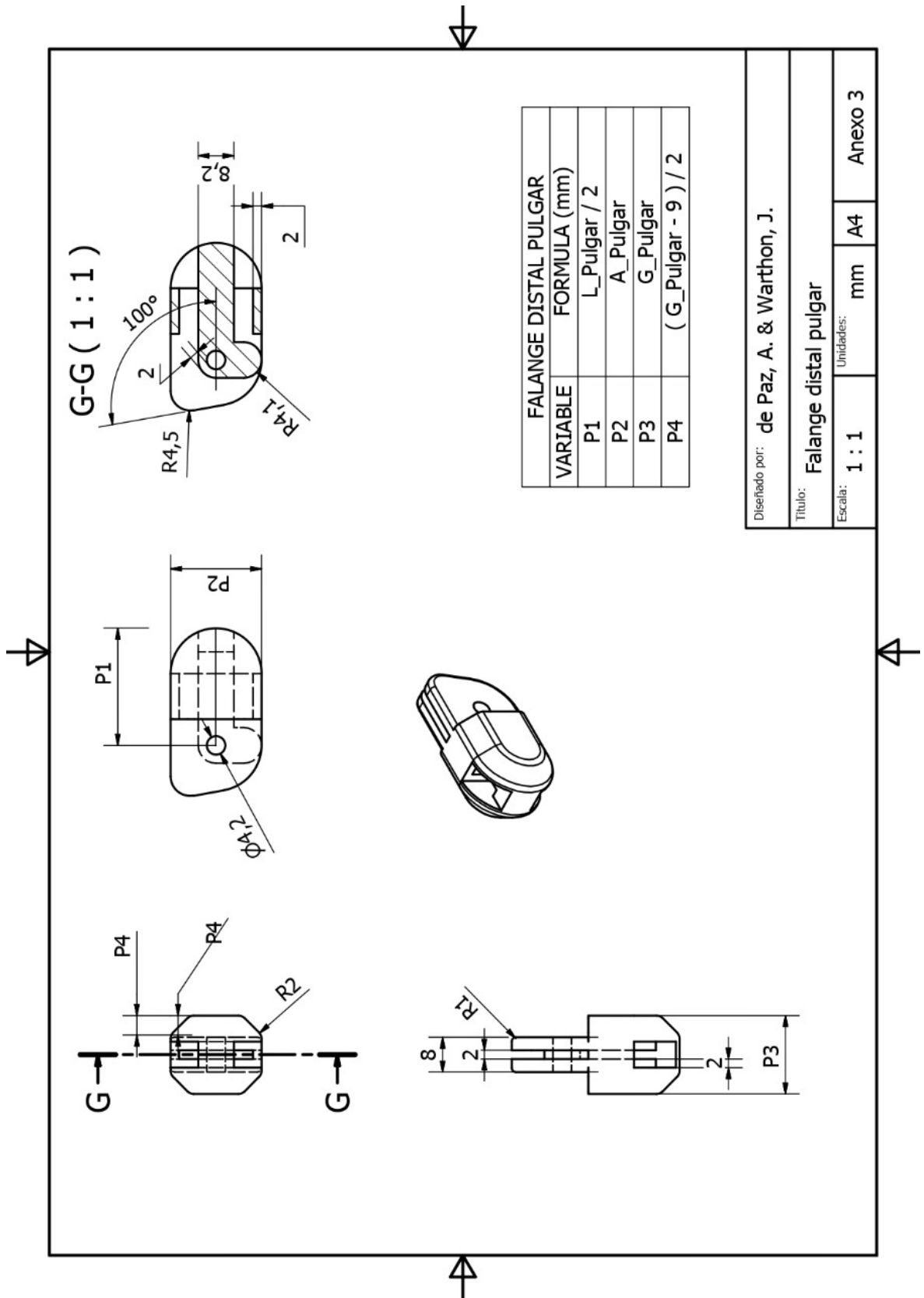
1. Se recomienda para el manufacturado de la placa EMG usar el mecanizado por mini ruteadora CNC, porque estas máquinas trabajan con alta precisión permitiendo el trazado de pistas delgadas, lo cual es difícilmente logrado con la técnica de fabricación de placas por serigrafía.
2. Existe la posibilidad de realizar la parametrización enfocándose en diferentes modelos de prótesis para tener como público específicamente a los niños, ya que ellos están en pleno crecimiento, lo cual implica que sus dimensiones están constantemente variando y por eso es importante prever y proyectar dimensiones aproximadas según el desarrollo personal del paciente para así no afectar en los diferentes ámbitos en los que se desenvuelve hablando desde perspectiva psicológica.
3. Como material ideal para la fabricación de la prótesis se recomienda el uso del PA12 o Nylon 180, este fue el más adecuado debido a su baja densidad y facilidad de impresión, pero en el análisis del comportamiento de los materiales de impresión 3d, después de ser sometidos a alcohol isopropílico, no se le hizo una revisión adecuada por lo cual se optó por el PLA para esta investigación.
4. Se aconseja que, para los parámetros de la configuración de la impresión 3D, trabajar con una temperatura de 220°C, con temperatura de cama de 60°C si se usa una impresora abierta, relleno de tipo giroide con 15%, armazón de 3 capas, una resolución de la pieza 0.15mm y con un Brim de 3 vueltas.
5. Se plantea la realización de mantenimiento preventivo cada mes para construcción de nuevas piezas. en caso de emergencia, colocar las piezas de repuesto generadas como plan respaldo, así como la verificación de la tensión de las cuerdas, ya que las piezas de “Eje dedo” y “Polea” son piezas no parametrizadas y son las más desgaste presentan.
6. Se plantea para una versión futura, que el algoritmo de procesamiento de imágenes permita examinar más posiciones de la mano con el objetivo de obtener más información de las dimensiones del paciente y aumentar el margen de precisión.

ANEXOS

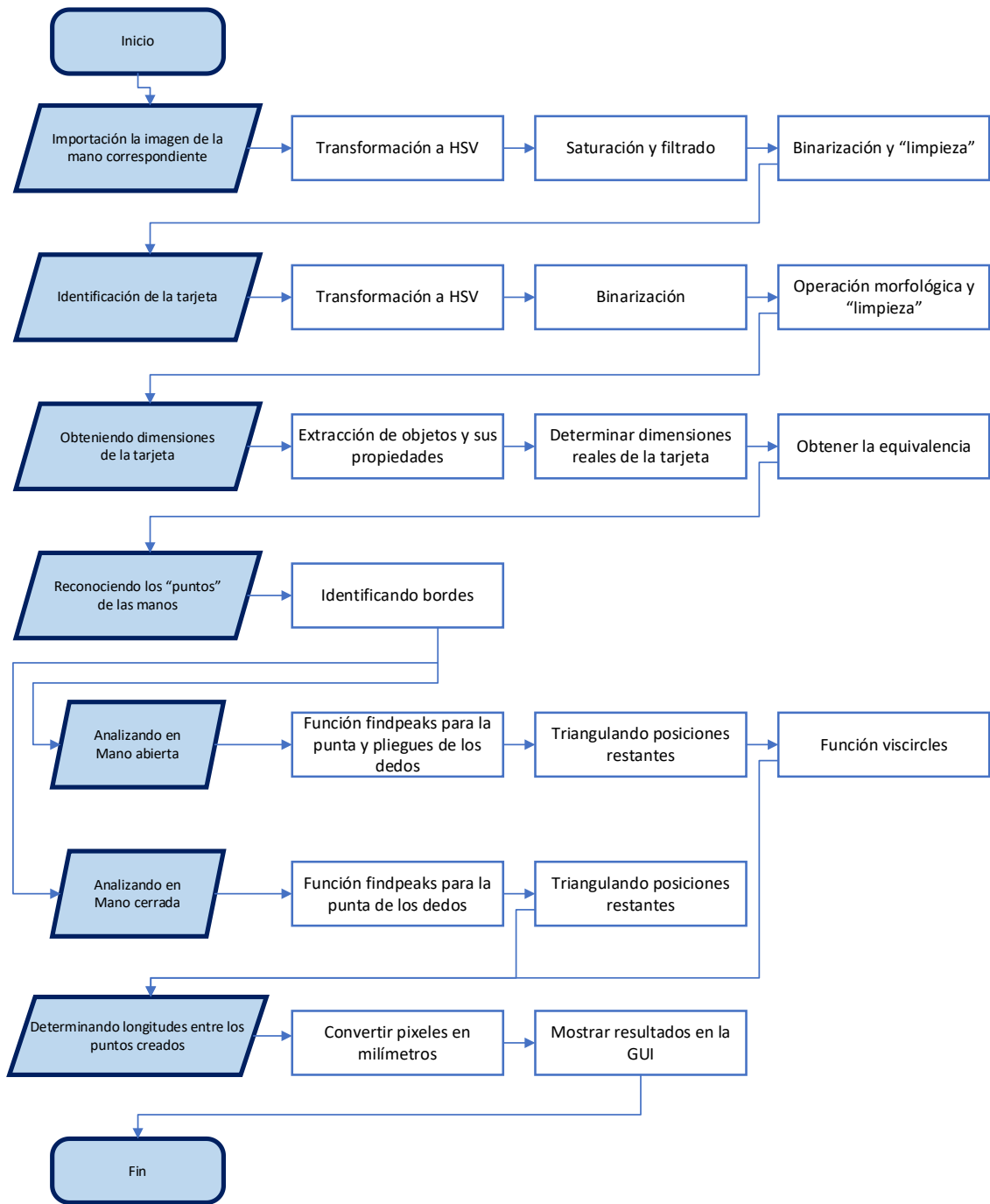
Anexo 1: Plano de la Falange proximal







Anexo 4: Diagrama de flujo del algoritmo para el procesamiento de imágenes



Anexo 5: Función de equivalencia del pixel

function [yA, xA, bordeA, equiA, yB, xB, bordeB, equiB] = *IdTarjVaria*(hObject, handles, AC1A, AC1B)

```
%////////// BINARIZADO DE LA MULTIPLICACION DE IMAGENES ////////////
AC12A=sqrt(AC1A);
AC12B=sqrt(AC1B);
HSVA = rgb2hsv( uint8(AC12A));
HSVB = rgb2hsv( uint8(AC12B));

%Umbral
G3A=graythresh(HSVA(:,:,3));
G3B=graythresh(HSVB(:,:,3));
CC1A = round( 255*HSVA(:,:,3))>=G3A*255;
CC1B = round( 255*HSVB(:,:,3))>=G3B*255;

%Apertura
se1A=strel('disk',7);
se1B=strel('square',20);
tA=imopen(CC1A,se1A);
tB=imopen(CC1B,se1B);
tA=imfill(tA,'holes');
tB=imfill(tB,'holes');

%////////// OBTENIENDO DIMENSIONES DE LA TARJETA ////////////
%Extrayendo los 2 objetos mayores
ttA = bwareafilt(tA,2);
ttB = bwareafilt(tB,2);

%Etiquetamos
LIA=bwlabel(ttA);
LIB=bwlabel(ttB);
NelementosA=max(max(LIA));%número de elementos
NelementosB=max(max(LIB));%número de elementos

%guardar todas las propiedades
statsA=regionprops(LIA,'all');
statsB=regionprops(LIB,'all');

%obteniendo regionprops(LI,'all') longitud mayor
```

```
perimA=cat(1,statsA.PerimeterOld); %lo más próximo al valor medible
perimB=cat(1,statsB.PerimeterOld); %lo más próximo al valor medible
```

```
%área más pequeña
```

```
PerimTarjetaA=min(perimA);
```

```
PerimTarjetaB=min(perimB);
```

```
%/////////////////////////////////OBTENIENDO EL VALOR DEL PIXEL/////////////////////////////////
```

```
%Redefiniendo el valor del perimetro de la tarjeta en pixeles
```

```
PPTA=PerimTarjetaA;
```

```
PPTB=PerimTarjetaB;
```

```
%Lado Largo de la tarjeta real EN MM ESTANDAR
```

```
a=85.6;
```

```
%Lado Corto de la tarjeta real EN MM ESTANDAR
```

```
b=53.98;
```

```
%Perimetro Real de la Tarjeta EN MM ESTANDAR
```

```
PRT=2*(a+b);
```

```
%Obteniendo LA EQUIVALENCIA DE LA TARJETA EN PÍXELES
```

```
equiA=PRT/PPTA;
```

```
equiB=PRT/PPTB;
```

```
%///////////////////////////////// OBTENIENDO SOLAMENTE LA MANO ///////////////////////////////////
```

```
JA = bwareafilt(ttA,1);
```

```
JB = bwareafilt(ttB,1);
```

```
%///////////////////////////////// IDENTIFICAR MEDIDAS ///////////////////////////////////
```

```
bordeA = edge(jA,'canny');
```

```
bordeB = edge(jB,'canny');
```

```
%///////////////////////////////// VALORES GLOBALES ///////////////////////////////////
```

```
[yA,xA]=size(bordeA); %Dimensiones de la foto A
```

```
[yB,xB]=size(bordeB); %Dimensiones de la foto B
```

Anexo 6: Listado de las función creadas

- *function fwbLockOff(fwb, hObject, handles)*
Descripción: Habilitar los objetos bloqueados de la interfaz una vez concluido cualquier proceso del ciclo de ejecución.
- *function cmdExaminarManoE_Callback(hObject, eventdata, handles)*
Descripción: Permite determinar la ruta desde el directorio de la computadora de una imagen, seleccionando una con la mano estirada.
- *function cmdExaminarManoJ_Callback(hObject, eventdata, handles)*
Descripción: Permite determinar la ruta desde el directorio de la computadora de una imagen, seleccionando una con la mano junta.
- *function [A, B, ACIA, ACIB] = ImportarFotos(handles)*
Descripción: Llama a las imágenes con las rutas obtenidas anteriormente, y las procesa para el siguiente paso.
- *function [yA, xA, bordeA, equiA, yB, xB, bordeB, equiB] = IdTarjVaria(hObject, handles, ACIA, ACIB)*
Descripción: Genera el valor de equivalencia del pixel en cada foto a milímetros y la resolución de cada imagen procesada.
- *function [puntasA, locsA, basesA, locs2A, basesB, locs2B] = PuntasBases(hObject, handles, xA, yA, bordeA, xB, yB, bordeB)*
Descripción: Función que determina algunos puntos de la mano con respecto a la función *findpeaks()*
- *function ManoDerecha(hObject, handles, fwb, coordenadas)*
Descripción: Contiene el algoritmo para obtener las medidas de la mano derecha.
- *function ManoIzquierda(hObject, handles, fwb, coordenadas)*
Descripción: Contiene el algoritmo para obtener las medidas de la mano izquierda.
- *function cmdCalcular_Callback(hObject, eventdata, handles)*
Descripción: Hace el llamado a uno de los algoritmos (mano derecha o mano izquierda) según la opción que este seleccionada en el combo box de la interfaz.

- *function cmdLimpiar_Callback(hObject, eventdata, handles)*
Descripción: Elimina el contenido dentro de los objetos de la interfaz gráfica para poder realizar un nuevo procedimiento.

- *function cmdExportar_Callback(hObject, eventdata, handles)*
Descripción: Exporta el contenido de en las cajas de texto donde están los resultados hacia las hojas de cálculo de Excel.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alonso C. (2018). Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste. Valladolid, España: Universidad de Valladolid.
- Alva, C. (2012) Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimientos de dos dedos de la mano. Cybertesis-URP. Perú.
- Alvarado & otros (2018). Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis robótica fabricada en una impresora 3D. Chile: Ingeniare, Revista chilena de ingeniería, vol. 27.
- Autodesk (2019). Autodesk: Acerca de las relaciones del modelado paramétrico. Autodesk help. Recuperado de: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/revit-products/getting-started/caas/CloudHelp/cloudhelp/2018/ESP/Revit-GetStarted/files/GUID-71F2C8EE-2A90-4076-A6C7-702082566DDF-htm.html>
- Bustamante M. (2018). Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada. Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica.
- Camacho H. (2010). Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos. Perú: Instituto Nacional de Rehabilitación.
- Cambás R. (2011). Metodología de diseño de manos robóticas basados en los estados de su sistema accionador. Madrid, España: Universidad Carlos III.
- CEA (2016). Visión por computador. España: Grupo de visión del Comité Español de Automática (CEA).
- Cuevas, L. & Arenas, A. (2014) Prototipo de prótesis transradial para el agarre de objetos. Medellín. Colombia: Universidad CES.
- Davis, D.; Burry, J. & Burry, M. (2011). Understanding Visual Scripts: Improving collaboration through modular programming. International Journal of Architectural Computing, Vol. 9, N° 4. Londres: Multiscience pp. 361–375.

- De Luca, C (2006). Electromyographic. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Ed. John G. Webster. Massachusetts.
- Domínguez, A. (1996). Procesamiento digital de imágenes. Editorial Perfiles Educativos-UNAM. México.
- Dorador, J. & Ríos, P. & Flores, I. & Juárez, A. (2004). Robótica y Prótesis Inteligentes. Revista Digital Universitaria, 1-15.
- Drake, J.M. (2005). Tema III: El amplificador de instrumentación. Santander: Universidad de Cantabria.
- Ecured. (2014). Rectificador de media onda. Recuperado el 14 de abril de 2021 de https://www.ecured.cu/Rectificador_de_media_onda
- Estelle S. (2019). Optimizing 3D Printed Prosthetic Hand and Simulator. Estados Unidos: Loyola Marymount University.
- Estrella M. & López Y. (2019). Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho. Lambayeque, Perú: Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.
- Floyd, T. (2008). El Amplificador Operacional. En Luis Miguel Cruz Castillo, ed. Dispositivos electrónicos. Pearson Educación. p. 593.
- Guzmán, E. & Méndez, G. (2018) Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación. Salud Uninorte. Colombia.
- INEI (2017). INEI: En el país existen 3 millones 209 mil 261 personas con discapacidad. Lima, Perú. Recuperado de: <http://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-pais-existen-3-millones-209-mil-261-personas-con-discapacidad-11687/>
- Joseph T. & Otros (2011). Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Joseph T. Belter & Otros. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. Artículo del

Journal of Rehabilitation Research and Development (JRRD), pp. 599-618.

Loaiza, J. & Arzola, N. (2011). Evolución y Tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. Revista de Ingeniería DYNA, p.191-200. Medellín, Colombia. ISSN 0012-7353.

Marion, J. (1996). Dinámica clásica de las partículas y sistemas. Barcelona: Ed. Reverté

Martell A. & Barrón L. (2011). Obtención de dimensiones de la mano mediante el procesamiento digital de imágenes. Ciudad Juárez, México: Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.

Mathworks. Convertir de HSV a ESPACIO de Color RGB. Mathworks: Centro de ayuda. Recuperado de <https://la.mathworks.com/help/images/convert-from-hsv-to-rgb-color-space.html>

Mathworks. Detección de bordes. Mathworks: Centro de ayuda. Recuperado de <https://la.mathworks.com/help/images/edge-detection.html>

Mathworks. findpeaks. Mathworks: Centro de ayuda. Recuperado de <https://la.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>

Mathworks. graythresh. Mathworks: Centro de ayuda. Recuperado de https://la.mathworks.com/help/images/ref/graythresh.html?searchHighlight=graythresh&s_tid=srchtitle

Mathworks: GUI de Matlab. Mathworks: Centro de ayuda. Recuperado de <https://la.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html>

Puglisi, L. & Moreno, H. (2006). Prótesis Robóticas. Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial, pp. 1-2.

Real Academia de Ingeniería de España. (2014). Filtro paso banda. Diccionario Español de Ingeniería (1.0 edición).

Schackelford, J. F. (2008). Introducción a la ciencia de los materiales para ingenieros, 6.^a ed.

Shneiderman, B. (1998). Designing The user interface, Strategies for effective Human-computer interaction. Ed. Addison-Wesley.

Sullcahuamán, B. (2013). Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial. Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica.