

Design of transradial prosthesis for amputee patients from the parameterization of a 3D model using digital image processing

Alonso Eric De Paz Velita, Ing¹, Jimmy Richard Warthon Melendez, Ing², and Pedro Huamaní-Navarrete, Dr³
^{1,2,3}Ricardo Palma University, Perú, alonso.depaz@urp.edu.pe, jimmy.warthon@urp.edu.pe, phumani@urp.edu.pe

Abstract— This article presents the design of a customization-oriented transradial prosthesis for amputee patients, achieved through the use of parameters to construct an original 3D prosthesis model using Inventor software. The parameters were obtained by digitally processing images captured from the authors' hand, with established measures; for this purpose, some commands of the Toolbox Image Processing from MATLAB software were applied. In addition, the final test was performed with the participation of a third party, achieving an approximately accuracy of 93%. At the same time, an electronic circuit designed in EAGLE software, consisting of an instrumentation amplifier, a band-pass filter and a half-wave rectifier, was manufactured and tested for the acquisition of electromyographic signals, which were subsequently stored in digital format. Following the mechanical calculations after parameterization, the operation of the prosthesis was simulated using a graphical user interface designed in LabVIEW software, indicating the position of the actuators in relation to the type of signal acquired in real time.

Keywords—Transradial Prosthesis, Graphical User Interface (GUI), EMG signals, Anthropometric dimensions, Image processing.

Diseño de prótesis transradial para pacientes amputados a partir de la parametrización de un modelo 3D utilizando procesamiento digital de imágenes

Alonso Eric De Paz Velita, Ing¹, Jimmy Richard Warthon Melendez, Ing², and Pedro Huamani-Navarrete, Dr³
^{1,2,3}Ricardo Palma University, Perú, alonso.depaz@urp.edu.pe, jimmy.warthon@urp.edu.pe, phuamani@urp.edu.pe

Resumen— En este artículo se diseñó una prótesis transradial para pacientes amputados orientado a la personalización, a través del uso de parámetros para construir un modelo de prótesis 3D original con el software Inventor. Los parámetros se obtuvieron al procesar digitalmente imágenes capturadas de la mano de dos autores, con mediciones establecidas; para ello, se utilizaron algunos comandos del Toolbox Image Processing del software MATLAB. Asimismo, la prueba final se ejecutó con la participación de un tercero, logrando una precisión alrededor del 93%. Paralelamente, 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 se almacenaron en un formato digital. Realizados los cálculos mecánicos posterior a la parametrización, se simuló el funcionamiento de la prótesis mediante el uso de una interfaz gráfica diseñada en el software LabVIEW, indicando la posición de los actuadores según el tipo de señal adquirida en tiempo real.

Palabras claves—Prótesis transradial, Interfaz gráfica GUI, señales EMG, dimensiones antropométricas, procesamiento de imágenes.

I. INTRODUCCIÓN

Hoy en día, el Perú presenta una población considerable de personas que poseen algún tipo de discapacidad; pues, son 3 millones 209 mil 261 personas con alguna dificultad o limitación permanente que les impide desarrollarse normalmente en sus actividades diarias [1].

Particularmente, la industria manufacturera es el lugar en donde se origina la mayor cantidad de accidentes laborales que resultan en lesiones permanentes, tal como lo señala un estudio realizado por el Instituto Nacional de Rehabilitación. Además, la mayoría de estos accidentes terminan en algún tipo de amputación que representa el 37%, así como un promedio de 14,1 AAVPPP (acumulado de años de vida productiva potencialmente perdidos) por cada caso [2].

Por otro lado, en el caso de la fabricación de una prótesis, el tiempo promedio de su entrega alcanza los 6 meses, superando el tiempo límite de 30 días post-operación para que se realice el correcto aprendizaje del uso de la misma; por tal razón, es importante entregar una solución rápida y personalizada.

Por lo anteriormente citado, esta investigación se desarrolló 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 para así lograr la simulación de todo el sistema. De esta manera, se presenta un prototipo que sirva como punto de partida para su posterior implementación, de 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.

Sin embargo, debido a las restricciones encontradas, esta investigación se limitó a un diseño con un peso ligero no más de 500 gramos, al uso de librerías compatibles para la conexión entre el ordenador y el microcontrolador utilizado, y así como al uso de las propias manos de los autores-tesistas para el diseño personalizado. Pues, según [2] las edades de los pacientes amputados por accidente de trabajo van de 11 a 63 años, siendo la actividad económica con mayor número de casos la manufactura. Y, sustituir alguno de los miembros perdidos del cuerpo humano por dispositivos, es un acontecimiento que viene sucediendo desde hace más de dos mil años [3].

Igualmente, para el desarrollo de este trabajo se tomaron en cuenta tesis y artículos de investigación orientadas al diseño de prótesis transradial, parametrización de modelos 3D, aplicación del procesamiento digital de imágenes y adquisición de señales EMG.

Tal es así que, en [4] se concluyó que el cambio de impedancia, propio de electrodos secos, no afecta el control de la prótesis; más bien, mejora el control de esta. Así como también, se manifiesta la existencia de una dificultad en establecer un sistema mecánico exacto y los requerimientos de funcionamiento; sin embargo, estas medidas están sujetas a las necesidades exactas del paciente, como es el nivel de amputación y de actividad [5].

A la par, en [6] se propuso una metodología de diseño de manos robóticas desde un punto de vista particular, permitiendo escalarla a cualquier sistema robótico. Luego, se abordó el estudio de un prototipo de prótesis de mano de bajo coste desarrollado con fabricación aditiva [7]. Y, a su vez, en

[8] se desarrolló una aplicación que permite la obtención de dimensiones de la mano por medio del procesamiento digital de imágenes, alcanzando un porcentaje de exactitud alrededor del 96%.

Más adelante, en [9], se examinó la posición y uso de un simulador de prótesis de extremidad superior sobre no amputados, utilizando un nuevo método de manufactura tal como la impresión 3D. Luego, en [10] 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 aumento de autonomía.

Además, en [11] se logró el diseño de un prototipo de prótesis mioeléctrica para pacientes con amputaciones por debajo del codo (transradial), utilizando material rugoso en los dedos para aumentar la capacidad de carga. E, igualmente, en [12] se diseñó una prótesis de mano a partir de una metodología centrada en el usuario, a partir del escaneo 3D para obtener copias del muñón permitiendo simplificar el proceso de diseño del encaje protésico.

Por lo tanto, este trabajo fue estructurado de la siguiente manera. En la primera sección se presentó la introducción, luego en las dos siguientes secciones se continuó con el marco teórico y el desarrollo del prototipo; posteriormente, en la cuarta sección se incluyen las pruebas y resultados, seguido de las conclusiones y las referencias bibliográficas utilizadas en esta investigación.

II. MARCO TEÓRICO

Esta sección contiene las principales definiciones referentes al trabajo, el cual fue resultado de una sustentación de tesis para la obtención del título de Ingeniero Mecatrónico, en la Universidad Ricardo Palma, Lima, Perú [13]. Asimismo, es preciso indicar que el orden de las definiciones mostradas a continuación, corresponden a las etapas desarrolladas en esta investigación.

A. 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 (H), saturación (S) y brillo (I); componentes que se muestran favorables al realizar segmentaciones de la imagen en atención al tono del color, con mayor invariancia a la iluminación [14].

B. Método Otsu

Técnica de selección de umbral óptimo para la binarización de una imagen. Se expresa matemáticamente a partir de un umbral correspondiente al nivel de intensidad que proporcione la mínima varianza ponderada [14].

C. Procesamiento morfológico

Técnica que analiza las imágenes basándose en propiedades de la forma, y empleando álgebra de conjuntos

entre Elementos Estructurantes (EE). Estas técnicas son dilatación, erosión, apertura, cierre, obtención de contornos, entre otros [14].

D. Prótesis transradial

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, colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto [15]. Para esta investigación, la prótesis transradial está aplicada explícitamente a la parte del cuerpo humano que comprende desde la zona del codo hasta el extremo de la mano del respectivo brazo.

E. Diseño paramétrico

El diseño paramétrico involucra trabajos multidisciplinarios en los que concurren determinaciones técnicas y estéticas, lo cual otorga una generación flexible y colectiva del diseño que implica una actitud diferente del arquitecto con relación al proyecto, entregándose de esta manera una tarea creativa a un proceso utilizando diversos sistemas digitales [16].

Al mismo tiempo, el proceso del diseño paramétrico presenta cuatro actividades: definición de condiciones iniciales, preparación del procedimiento paramétrico o selección de una utilidad específica, ejecución del procedimiento y selección o interpretación de resultados, además del conjunto de parámetros considerados [17].

F. Antropometría

Rama de las ciencias humanas que trata con las dimensiones del cuerpo; especialmente con las dimensiones de la talla del cuerpo, formas, fuerza y capacidad de trabajo [18].

Y, especialmente, para el caso de la 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, entre otras) [18].

G. Electromiografía (EMG)

Disciplina que permite reconocer mediante pulso, el accionar de los músculos conforme estos se contraen o relajan. Por la cual, la señal electromiográfica construye el electromiograma, que es 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 [19].

III. DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Esta sección describe el desarrollo del prototipo de prótesis transradial para pacientes amputados, a partir de la parametrización, uso de técnicas de procesamiento de imágenes, y adquisición de señales EMG. Para ello, se inició

Digital Object Identifier: (only for full papers, inserted by LACCEI).

ISSN, ISBN: (to be inserted by LACCEI).

DO NOT REMOVE

con el desarrollo del algoritmo de procesamiento digital de imágenes para obtener las dimensiones antropométricas de la mano del paciente, luego se continuó con el diseño de la interfaz gráfica de usuario, seguido del diseño mecánico parametrizado para la prótesis transradial personalizada, y finalizando con el diseño e implementación del circuito electrónico de adquisición de señales electromiográficas.

Asimismo, dos de los programas informáticos utilizados en el desarrollo de esta investigación contaron con una licencia proporcionada por la propia Universidad Ricardo Palma, tal es el caso del MATLAB y el LabVIEW; y, por otro lado, tanto el software INVENTOR como el EAGLE correspondieron a una versión educativa, mientras que la programación del microcontrolador Arduino se realizó con código abierto.

A. Consideraciones iniciales de diseño

El diseño de la prótesis transradial fue personalizada e inició tomando como prueba las manos de dos de los autores. Por lo cual, se establecieron las siguientes características: prótesis parametrizable para personas adultas entre 19 y 65 años, mecánicamente resistente dentro de su rango de operación de agarre prensil, de fácil ensamblaje, y con un peso alrededor de 500 gramos. Asimismo, para la obtención de las dimensiones antropométricas, se utilizó la cámara de video de un smartphone estándar, una interfaz gráfica para obtener y exportar los datos del paciente, y una simulación gráfica.

Por otro lado, para las condiciones eléctricas se estableció el uso de cables capaces de soportar el amperaje en la alimentación, el circuito EMG y la alimentación eléctrica para los motores de 6 voltios DC; en cuanto a las condiciones electrónicas, se estableció la posibilidad de atenuar el ruido de 60 Hz, y la amplificación de la señal por parte del circuito de adquisición de señales.

B. Diseño parametrizado de la prótesis

El diseño de la prótesis transradial fue personalizada e inició tomando como prueba la mano derecha de dos de los autores de este trabajo. Por lo cual, se establecieron siete etapas que a continuación se resume.

- i) Selección de variables para la parametrización. Para ello, se tomaron en cuenta las posiciones de la mano que brindaron más información al momento de realizar el diseño paramétrico de la prótesis, tal como se señala en [18].
- ii) Selección del sistema mecánico. 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; y como también, se optó por usar un sistema Cinemático de cuerdas similar a la iLimb debido a su fácil implementación [20].
- iii) Selección de material. Se eligió uno que fue capaz de soportar tensiones, 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. Además, se descartaron los materiales HIPS (*High Impact Polystyrene* o poliestireno de alto impacto), que tuvieron un exceso de peso del 7% así como la resina con un exceso de 2% en relación con su peso inicial. De esta manera, el PLA (ácido poliláctico) fue el material más adecuado, debido a su facilidad de impresión, y presentó mejores propiedades físicas al conservar mejor su resistencia a la tracción.

- iv) Diseño de piezas. Fue considerado tomando en cuenta las dimensiones mínimas señaladas en [18], las cuales corresponden a la de una mujer perteneciente al percentil N°50 considerando el espacio que ocupan los componentes como motores, pernos, etc. Para ello, se estableció una conexión entre el software de diseño INVENTOR y un archivo en EXCEL, el cual contiene los datos de las dimensiones por cada una de las piezas de la prótesis obtenido directamente de la interfaz desarrollada en MATLAB. Posteriormente, se procedió con el diseño de los dedos tomando el meñique como referencia y conformada por seis piezas. A continuación, la Fig. 1, muestra el diseño finalizado en el software INVENTOR.

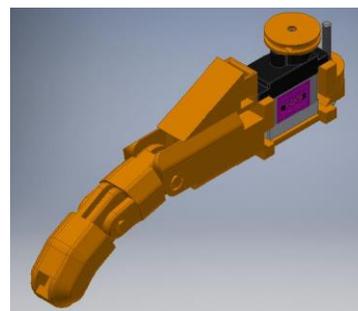


Fig. 1. Ensamblaje completo del dedo meñique.

Posteriormente, se continuó con el diseño del pulgar basado en una posición de agarre cilíndrico, y el de la mano donde se consideró el ensamblaje de los metacarpos de todos los dedos a través de piezas empernadas. Y, finalmente, para el diseño del soporte de muñón o 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. Seguidamente, la Fig. 2 muestra una representación completa del diseño realizado.

- v) Cálculo de la fuerza en los dedos. Fue realizado para estimar el agarre cilíndrico de la prótesis, utilizando dos casos en particular que representan los extremos de parametrización: como medida mínima una mujer ubicada en el percentil 50, y como medida máxima un hombre ubicado en el percentil 95 [18]. De esta

manera, se concretó un análisis del momento generado en el tendón ya que este permitió determinar la fuerza en la punta de los dedos en los diferentes casos. Luego, para determinar la fuerza de tensión se consideró el par de parada (máxima fuerza de giro) del servomotor MG90s, que fue 2.2 kgf-cm.

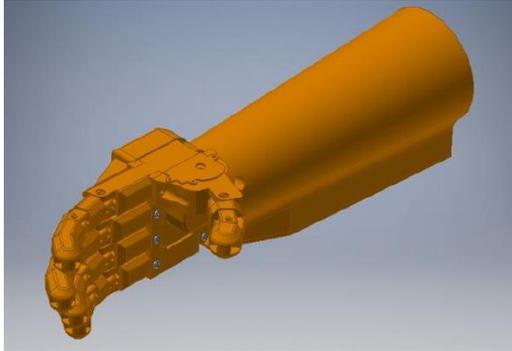


Fig. 2. Ensamblaje completo de la prótesis.

- vi) Cálculo del 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 [21].

$$\begin{aligned} \text{Peso} &= \text{volumen} * \text{densidad}_{\text{PLA}} \\ \text{Peso}_{\text{pieza}} &= \text{volumen}_{\text{pieza}} * 1.24 \text{ g/cm}^3 \end{aligned} \quad (1)$$

Complementariamente, fue necesario conocer el peso de los componentes no impresos que se ensamblan con las demás piezas, tal es el caso del servomotor MG90s, pernos, batería, Arduino, Emg y Witmotion-placa, que sumaron un total de 135.4 gramos.

- vii) Velocidad de actuación. El servomotor MG90s tiene una velocidad de actuación 0.08 seg/60°, por lo tanto, se pudo considerar como rotación del servo la máxima entregada por el fabricante que es 180°, para abrir y cerrar completamente cada dedo. De esta manera, se calculó el máximo tiempo de abierto y cerrado de cada dedo multiplicando la inversa de la velocidad angular, ω , por el rango de desplazamiento del servo, φ .

$$\begin{aligned} t &= \varphi * 1/\omega \\ t &= 180^\circ * 0.08 \text{ seg}/60^\circ \\ t &= 0.24 \text{ seg.} \end{aligned} \quad (2)$$

C. Algoritmo de procesamiento de imágenes

La implementación del algoritmo de procesamiento de imágenes permitió obtener las dimensiones antropométricas definidas en la sección anterior, y para ello se tuvo el apoyo del *Toolbox Image Processing* del software MATLAB [22].

Por lo cual, para manipular las imágenes y obtener los datos, se importaron las imágenes en RGB de la mano abierta y cerrada, tal como se observa en la Fig. 3.a. Posteriormente,

se transformó al modelo HSV utilizando “rgb2hsv” para sintetizar el color de la palma de la mano, y así obtener la imagen en formato gris. Luego, se filtró el ruido existente en ambas imágenes utilizando “imadjust” y “medfilt2”.

El siguiente paso fue la binarización de las imágenes utilizando el método de Otsu, para luego aplicar los operadores morfológicos de apertura y relleno de agujeros, con elementos estructurantes diferentes para cada imagen. Ver la Fig. 3.b.

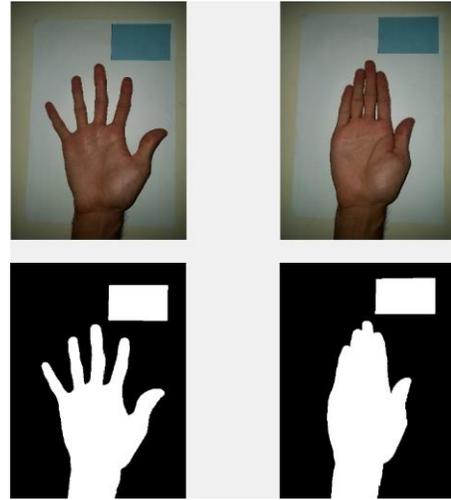


Fig. 3. a) Arriba: imágenes capturadas de ambas manos. b) Abajo: imágenes procesadas con las técnicas de filtrado, transformaciones y binarización.

Luego, para obtener la razón de equivalencia entre milímetros y píxeles se utilizaron las funciones “bwareafilt”, “bwlabel”, “regionprops” y la propiedad PerimeterOld; inmediatamente, con una regla de tres simple y conociendo el tamaño estándar de una tarjeta convencional, usada como referencia, se obtuvieron tales equivalencias por imagen. Seguidamente, se utilizó la función “edge” con la propiedad Canny para obtener el borde de cada mano; luego, se almacenaron en un vector tales puntos de coordenadas obtenidos después de recorrer dos veces cada imagen. Ver la Fig. 4.

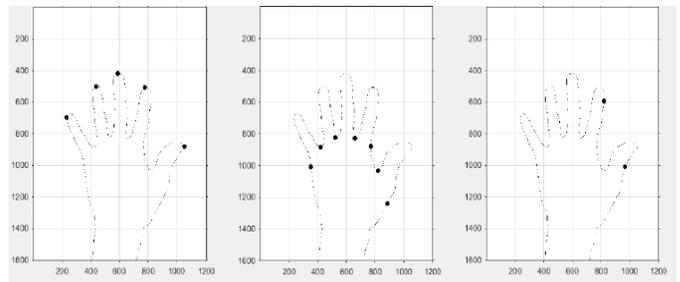


Fig. 4. Puntos de coordenadas en la imagen de mano abierta.

Finalmente, se utilizó la función “findpeaks” para hallar los puntos más altos de cada dedo y los puntos entre las bases

de los dedos. Y para complementar, se empleó 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.

A continuación, la Fig. 5 muestra el diagrama de flujo del algoritmo utilizado en el desarrollo del procesamiento de las imágenes.

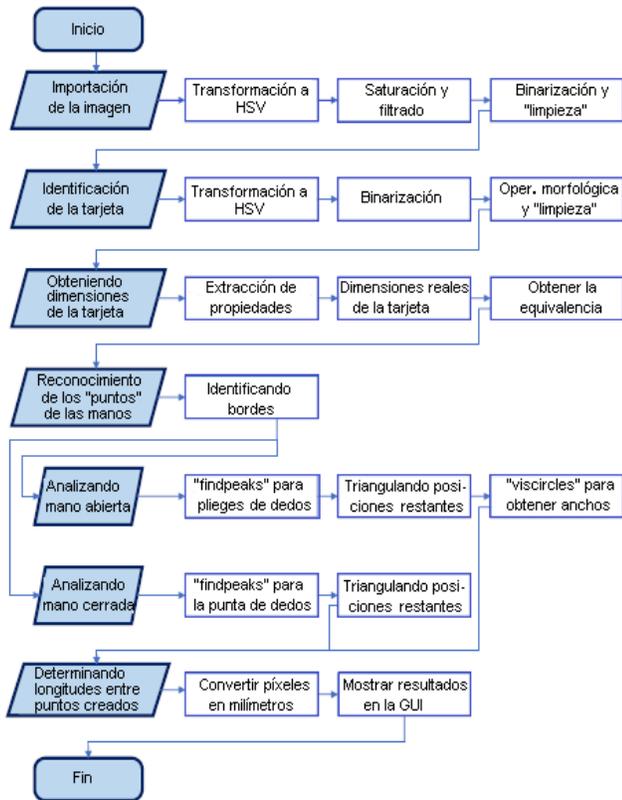


Fig. 5. Diagrama de flujo del algoritmo de procesamiento de imágenes.

D. Interfaz gráfica para el procesamiento

La implementación fue realizada en el entorno del software MATLAB, y se inició con un diseño personalizado utilizando etiquetas, cuadros de texto, botones, cajas de opciones y figuras. Luego, se implementó el algoritmo para la importación de las imágenes, binarización, identificación de la tarjeta de referencia, obtención del valor de equivalencia, obtención del borde o contorno de la mano, y la declaración de los extremos de los dedos. Ver la Fig. 6.

E. Circuito electrónico para adquirir señal EMG

El circuito electrónico utilizado en la adquisición de la señal EMG fue diseñado utilizando el software EAGLE, y se conformó de las siguientes etapas: ingreso, amplificación, filtrado y rectificación.

El ingreso se realizó a través de dos segmentos de borneras, una para la alimentación de la fuente simétrica de 9 voltios y la otra para la lectura de las señales provenientes de

los electrodos. Para la amplificación, se utilizó el amplificador instrumental TL084, con ganancia 210, quien recibió directamente la señal de 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.

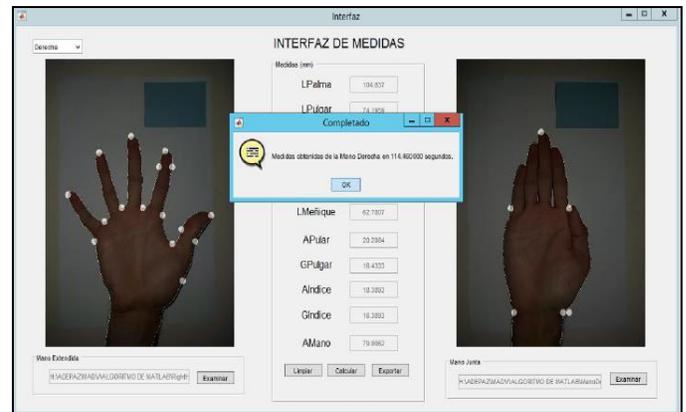


Fig. 6. Interfaz gráfica desarrollada en MATLAB.

Posteriormente, se empleó un filtro pasa banda, con ganancia 1, con la finalidad de atenuar las frecuencias fuera del rango de 16 a 41 Hz; asimismo, estos valores fueron calculados en pruebas de laboratorio realizadas en un documento de investigación anterior. Y, luego, se procedió con la eliminación de la amplitud negativa de la señal muscular, utilizando un diodo Zener 1N4728A, un diodo 1N4004 y un condensador de 10 nF.

Seguidamente, la Fig. 7 muestra la representación del diagrama esquemático del circuito de adquisición diseñado.

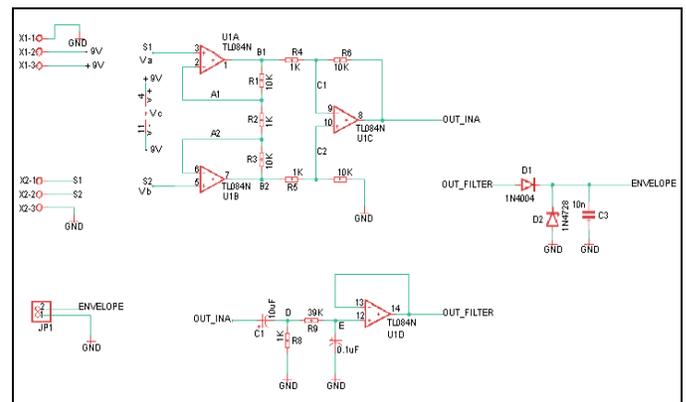


Fig. 7. Diagrama esquemático del circuito de adquisición de datos EMG.

F. Interfaz gráfica para la simulación

Se eligió el software LabVIEW para realizar la lectura e interpretación de los datos obtenidos de la señal EMG; y, así se demostró virtualmente el funcionamiento del diseño en tiempo real. Y, para el funcionamiento de la interfaz gráfica se instaló el driver NI VISA para la comunicación serial con el microcontrolador Arduino y así lograr la activación de los actuadores.

IV. PRUEBAS Y RESULTADOS

Las pruebas y obtención de resultados fueron realizadas por etapa. A continuación, se describen.

A. Pruebas con la interfaz gráfica de usuario

Esta prueba se basó en la obtención de las dimensiones necesarias de la mano de un paciente femenino, por medio del procesamiento digital de imágenes. Esto comprobó que las dimensiones visualizadas fueron cercanas al valor real, después de realizar el procesamiento de las dos imágenes en la interfaz gráfica desarrollada en el MATLAB. Una vez determinado los valores de las variables del paciente femenino, fueron exportados a dos hojas en el Excel; luego, 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, el cual fue utilizado para el diseño de la prótesis. Ver la Tabla I.

TABLA I
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_Índice	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_Índice	18.00	18.26	1.42%
G_Índice	16.00	15.86	0.88%
A_Mano	79.76	78.04	2.21%
Promedio:			6.89%

De la tabla anterior, si el margen de error promedio obtenido fue de 6.89%, se confirma que los procesos realizados son efectivos y por lo cual la precisión fue de 93.11%.

B. Pruebas de la 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. Para ello, se verificó 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.

C. Pruebas del esfuerzo mecánico

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. Para ello, 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 equivale a 35 MPa.

Además, a fin de realizar la simulación mecánica se emplearon las máximas fuerzas y los máximos pesos, así como también se realizó el análisis de las piezas de la prótesis con las dimensiones obtenidas del paciente; es decir, para la polea, dedos, palma y muñeca.

D. Pruebas de lectura de la señal 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. Además, se utilizó el microcontrolador Arduino y el IDE de Arduino para poder visualizar la señal filtrada. Por tal razón, se eligió 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. A continuación, en la Fig. 8 se muestra la fotografía del montaje de las conexiones realizadas sobre el brazo derecho del paciente.

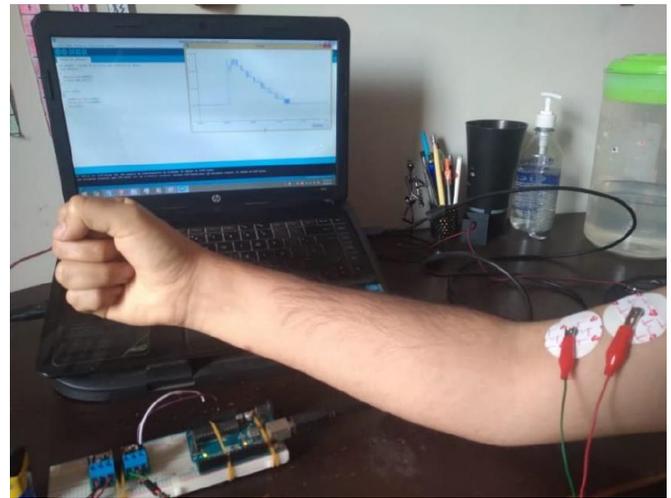


Fig. 8. Fotografía del montaje y conexiones realizadas sobre el brazo del paciente.

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 fue procesada correctamente por el microcontrolador Arduino. Por lo cual, mediante los indicadores y tipos de perillas, colocados en la interfaz, se emuló el ángulo que el servomotor se posiciona en tiempo real. A continuación, las Fig. 9 y 10 muestran los

resultados de una simulación correspondiente a la posición cerrada de todos los dedos, y de una segunda simulación con la posición abierta de los dedos, respectivamente.

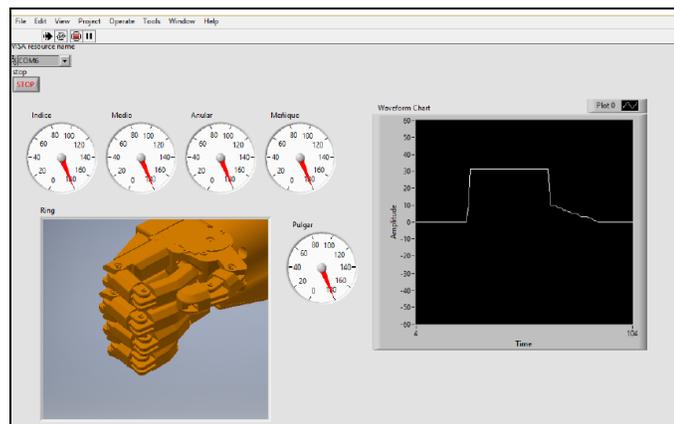


Fig. 9. Interfaz gráfica con la simulación correspondiente a la posición cerrada de los dedos.

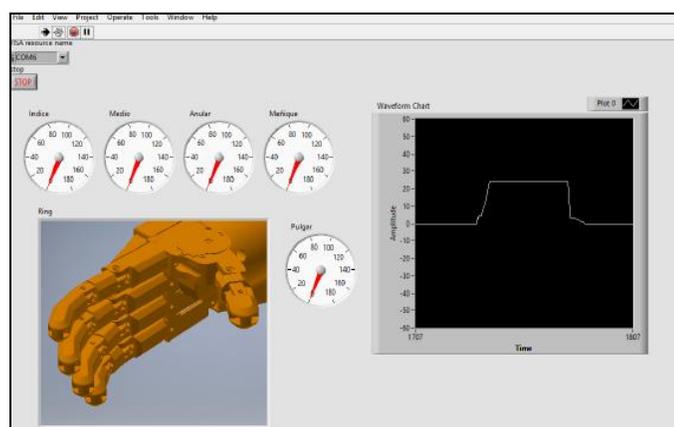


Fig. 10. Interfaz gráfica con la simulación correspondiente a la posición abierta de los dedos.

De esta manera, en las dos figuras mostradas anteriormente, se comprobó el éxito de la simulación al visualizar las animaciones respectivas de la prótesis parametrizada en sus dos estados, apertura y cierre de los dedos. Asimismo, el valor de los taquímetros en la interfaz diseñada en LabVIEW de cada uno de los dedos (Índice, Medio, Anular, Meñique y Pulgar) se representó el ángulo en el que se movió el servomotor, MG90s, para realizar la apertura y cierre de cada dedo, así como también el valor de 0° a 180° de los taquímetros representó el rango de movimiento del actuador.

Igualmente, se visualiza la señal EMG en tiempo real con una zona plana en la parte superior, lo cual representa el accionar de todos los actuadores cuando el microcontrolador interpreta que la señal supera un umbral; de esta manera, cambia de un estado a otro, de apertura a cierre de los dedos, o viceversa.

V. CONCLUSIONES

La implementación del algoritmo de procesamiento de imágenes y el diseño de la interfaz gráfica en el software MATLAB, permitieron la obtención de las dimensiones de la mano del paciente indistintamente de la edad, lo cual sirvió para realizar múltiples diseños de prótesis paramétricas con datos obtenidos de tales dimensiones, considerando un margen de precisión del 93.11%. De igual forma la interfaz gráfica facilitó el uso por parte del usuario permitiendo su rápida ejecución.

El diseño paramétrico del sistema mecánico fue realizado de manera personalizada, lo cual permitió dirigirlo a un público específico tales como niños, adolescentes, etc.

Por otro lado, en cuanto al diseño e implementación del circuito electrónico, 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. Y de igual forma, 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.

Finalmente, en relación con la simulación en el software LabVIEW, se logró una representación simple pero concisa, debido a que solo se instaló una DLL -librería de enlace dinámico- para la conexión con un módulo Arduino. Además, se recomienda que las condiciones empleadas para la interfaz en LabVIEW deben coincidir con la programación del Arduino, así como la configuración del microcontrolador. Igualmente, 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.

AGRADECIMIENTOS

Los agradecimientos son especialmente para las familias y las amistades de los autores Alonso Eric De Paz Velita y Jimmy Richard Warthon Melendez, debido a que ayudaron con su apoyo incondicional a ampliar sus conocimientos y encontrarse más cerca de las metas profesionales trazadas por ellos.

REFERENCIAS

- [1] INEI. (2017). Perfil Sociodemográfico de la Población con Discapacidad, 2017 [Online]. Disponible: https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1675/libro.pdf
- [2] H. Camacho-Conchucos, "Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos", *Anales de la Facultad de Medicina*, vol. 71, núm. 4, pp. 271-075, 2010.
- [3] J. Loaiza y N. Arzola. (2011). Evolución y tendencias en el Desarrollo de prótesis de mano [Online]. Disponible: <http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>, pp. 191-200.
- [4] V. Alvarado, J. Sánchez, C. Gómez, E. Chihuan y C. De La Cruz. "Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis robótica fabricada en una"

- impresora 3D”, *Ingeniare, Revista Chilena de Ingeniería*, vol. 27, núm. 3, 2018.
- [5] J. Belter and A. Dollar, “Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands”, in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, julio 2011, DOI: [10.1109/ICORR.2011.5975476](https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975476)
- [6] R. Cabás, “Metodología de diseño de manos robóticas basados en los estados de su sistema accionador”, Tesis Doctoral, Departamento de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España, 2011.
- [7] M. Alonso, “Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste”, Tesis para la obtención del Grado en Ingeniería Mecánica, Escuela de Ingeniería Industriales, Universidad de Valladolid, Valladolid, España, 2018.
- [8] A. Martell y L. Barrón, “Obtención de dimensiones de la mano mediante el procesamiento digital de imágenes”, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Computación, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, México, 2011.
- [9] S. Estelle, “Optimizing 3D Printed Prosthetic Hand and Simulator”, Thesis for the Degree Master of Science in Mechanical Engineering, Faculty of the Department of Mechanical Engineering, Loyola Marymount University, Los Ángeles, Estados Unidos, 2019.
- [10] M. Estrella e Y. López, “Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho”, Tesis para obtener el Título de Ingeniero Electrónico, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas, Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo, Lambayeque, Perú, 2019.
- [11] B. Sulcahuamán, “Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial”, Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecánico, Facultad de Ciencias e Ingeniería, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú, 2013.
- [12] M. Bustamante, “Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada”, Tesis para optar el Título de Licenciada en Arte, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú, 2018.
- [13] J. Warthon y A. De Paz, “Diseño y simulación de prótesis transradial para pacientes amputados mediante parametrización, procesamiento digital de imágenes y adquisición de señales electromiográficas”, Facultad de Ingeniería, Universidad Ricardo Palma, Lima, Perú, 2021.
- [14] E. Alegre, G. Pajares y A. De La Escalera, *Conceptos y Métodos en Visión por Computador*. España: Grupo de Visión del Comité Español de Automática, 2016.
- [15] J. Dorador, P. Ríos, I. Flores y A. Juárez, “Robótica y Prótesis Inteligentes”, *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, núm. 1, pp. 1-15, enero 2004.
- [16] R. García y A. Lyon. (2013). Diseño paramétrico en Arquitectura; método, técnicas y aplicaciones [Online]. Disponible: https://www.researchgate.net/publication/270520542_Diseño_paramétrico_en_Arquitectura_método_técnicas_y_aplicaciones
- [17] D. Davis, J. Burry and M. Burry, “Understanding Visual Scripts: Improving collaboration through modular programming”, *International Journal of Architectural Computing*, vol. 9, núm. 4, pp. 361–375, 2011.
- [18] S. Pheasant. *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*, 2nd. ed., Philadelphia: Taylor & Francis Inc., 2001.
- [19] E. Guzmán-Muñoz & G. Méndez-Rebolledo, “Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación”, *Revista Salud Uninorte*, vol. 34, núm. 3, pp. 753-765, 2018.
- [20] J. Belter, J. Segil, A. Dollar & R. Weir, “Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 50, núm. 5, pp. 599-618, 2013.
- [21] J. Schackelford. *Introducción a la ciencia de los materiales para ingenieros*, 6ta ed., Madrid: Prentice Hall, 2008.
- [22] Mathworks. Centro de Ayuda. (2024). Convertir entre espacios de color RGB y HSV. [Online]. Disponible: <https://la.mathworks.com/help/images/convert-from-hsv-to-rgb-color-space.html>