

Parametrización de terapia física para falanges de la mano humana

Juan Carlos Belen Luna, José Martín Flores Albino,
Héctor Rafael Orozco Aguirre, Carlos Omar González Morán

Centro Universitario UAEM Valle de México,
México

*metrocl2@hotmail.com, coglez@gmail.com,
{jmfloresa, hrorozcoa}@uaemex.mx

Resumen. La mano humana es una de las partes más fascinantes y complicadas del cuerpo humano debido a su estructura, al contar con una precisión notable, con la que las personas pueden realizar un gran conjunto de tareas, desde usar una aguja hasta tocar un instrumento. En este artículo se presenta el análisis de la cinemática directa del movimiento de las falanges de cada dedo, utilizando el algoritmo de Denavit-Hartenberg. Además, la metodología para el diseño paramétrico del guante y su construcción, agregando la amplitud en grados respecto a los movimientos de extensión y flexión, también una proyección en 2D de los movimientos captados en tiempo real, para los valores de conversión de los sensores que contiene el guante, realizando una conexión y comunicación con la placa Arduino MEGA y el software Octave. Por último, se presentan los resultados obtenidos y las conclusiones determinando brindar un apoyo y análisis cuantitativo más que un análisis cualitativo durante una etapa de rehabilitación.

Palabras clave: Mano humana, rehabilitación, Octave, Arduino, sensores, guante.

Parameterization of Physical Therapy for Phalanges of the Human Hand

Abstract. The human hand is one of the most fascinating and complicated parts of the human body due to its structure, having remarkable precision, with which people can perform a great set of tasks, from using a needle to playing an instrument. This article presents the analysis of the direct kinematics of the movement of the phalanges of a finger, using the Denavit-Hartenberg algorithm. In addition, the methodology for the parametric design of the glove and its construction, adding the amplitude in degrees with respect to the extension and flexion movements, also a simulation of the movements captured by the conversion values of the sensors contained in the glove, performing a connection and communication with the Arduino MEGA board, visualizing the whole of everything on the Octave platform. Finally, the results obtained, and the

conclusions are presented, determining to provide support and quantitative analysis rather than a qualitative analysis during a rehabilitation phase.

Keywords: Human hand, rehabilitation, Octave, Arduino, sensors, glove.

1. Introducción

Todo ser humano es propenso a sufrir algún tipo de lesión en alguna extremidad del cuerpo, debido a que estas siempre están expuestas y en constante contacto con distintas superficies o esfuerzos en el entorno circundante. Hoy en día, el tratamiento de lesiones que involucran alguna extremidad del cuerpo humano es un enigma que ha generado un amplio espacio de estudio en la medicina, la tecnología y otras ciencias. Se pueden presentar problemas de movilidad por una enfermedad, una lesión traumatólogica, o un derrame cerebral, con frecuencia los médicos recomiendan hacer fisioterapia a todos aquellos que presenten alguna de estas condiciones.

La mano humana, al ser una extremidad esencial, podría ser definida como una determinante para la independencia del ser humano, como lo decía Aristóteles “es el instrumento de los instrumentos” o como lo menciona Kapandji, “la mano es la extensión del cerebro”. Por lo anterior, al ser una de las extremidades con mayor importancia, de acuerdo con [1] la mano constantemente adopta diversas formas y posiciones que le permiten al ser humano interactuar con el medio ambiente que lo rodea. Algunos ejemplos de posiciones efectuadas por la mano son: la concavidad palmar, que permite tomar y soltar objetos, también se realizan los movimientos de oposición, utilizados para actividades de destreza manual fina, por ejemplo, la manipulación de instrumentos de precisión.

En trabajos relacionados como en [1 y 2], se presenta la arquitectura de la mano, para entender la función prensil dependiendo directamente de la cadena cinemática de la mezcla de huesos y articulaciones que parten desde la muñeca (escafoides) hasta la punta de los dedos (falange distal), en agarres de fuerza y precisión.

En [3], se realiza el análisis del rango de movilidad y la función descriptiva del dedo índice, incluyendo el estudio anatómico y antropométrico concluyendo que la destreza y habilidad en los movimientos realizados también varía de acuerdo con el individuo.

Por otro lado, es posible realizar un caso en específico para el análisis, como se realiza en [4], en el cual se obtienen los rangos de movilidad de los dedos por separado y sus trayectorias a través de software.

Posteriormente, en este trabajo se propone un artefacto basado en los trabajos [5], [6, 7, 8], en conjunto con la composición anatómica de la mano humana y sus grados de libertad, es importante destacar que se asocia al concepto grados de libertad el movimiento de las falanges, debido a que el movimiento es semejante en los sistemas mecánicos para el movimiento de flexión y extensión en cada uno de los dedos, así como el estudio de la cinemática directa realizado por Denavit-Hartenberg, en conjunto con diversos componentes electrónicos como lo son la placa Arduino y el software Octave, aplicados para el modelado y la parametrización, resaltando que su desarrollo lo hace un modelo único y de muy bajo costo, permitiendo que sea accesible su implementación con fines terapéuticos, en pacientes que se encuentren en la etapa de rehabilitación, dando como resultado las ventajas de monitorear y evaluar la ejecución

de los ejercicios durante la rehabilitación, para la valoración de avances en terapias físicas con movimiento activo.

El resto de este trabajo se encuentra organizado como sigue: en la sección 2 se describe parte de la anatomía de la mano, en la tercera sección se incluyen el modelo de parametrización, su diseño y su modelado; posteriormente en la sección 4 se presenta un caso de estudio y finalmente las conclusiones y el trabajo futuro son dados en la sección 5.

2. Anatomía de la mano

La mano humana, al ser una extremidad esencial para el desarrollo de actividades realiza funciones tanto mecánicas, como sensitivas y de comunicación. Es el primer órgano para la manipulación física del entorno [9]. Está compuesta por 27 huesos descritos en la Tabla 1 (catorce falanges, cinco metacarpianos y ocho carpianos), conectados a través de numerosas articulaciones como se muestra en la Fig. 1.

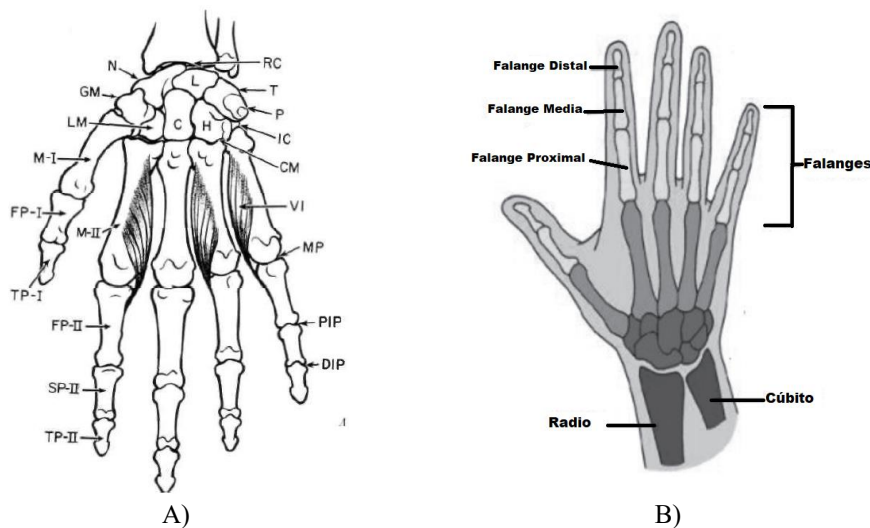


Fig. 1. A) Composición anatómica de la mano humana [10]. B) Estructuración de las falanges de la mano humana [9].

Los dedos (meñique, anular, medio, índice) se caracterizan por tener 3 falanges (proximal, media y distal), a excepción del dedo pulgar que carece de la falange media como se observa en la Fig. 1.

Cabe mencionar que las falanges requieren un estudio antropométrico, para cualquier análisis y diseño de un modelo, uno de ellos es el realizado por John W. Garrett (ver Tabla 2), en el cual describe cada una de las longitudes de las falanges con respecto a la longitud total de la mano.

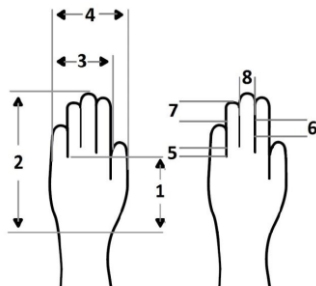


Fig. 2. Obtención de las medidas de la mano [4].

Tabla 1. Composición anatómica de la mano humana.

Huesos del carpo	Huesos metacarpos	Serie de falanges proximal	Serie de falanges media	Serie de falanges distal	Articulaciones
GM, Mayor multiangular (trapecio)	M-I	FP-I	-	TP-I	RC, Radiocarpiano
N, Escafoides	M-II	FP-II	SP-II	TP- II	IC, Intercarpiano
L, Semilunar	M-III	FP-III	SP-III	TP- III	CM, Carpometacarpiano
T, Piramidal (Triquetrum)	M-IV	FP-IV	SP-IV	TP-IV	MP, Metacarpofalángica
P, Pisiforme	M-V	FP-V	SP-V	TP-V	PIP, Proximal interfalángica
LM, Menor multiangular (trapezoide)					DIP, Distal interfalángica
C, Grande (Capitate)					
H, Ganchoso (Hamate)					

Tabla 2. Relación de longitud en milímetros que existe entre los dedos con respecto al porcentaje total de la mano.

Falange	Proximal	Media	Distal
Pulgar	17.1	-	12.1
Índice	21.8	14.1	8.6
Medio	24.5	15.8	9.8
Anular	22.2	15.3	9.7
Meñique	17.2	10.8	8.6

Tabla 3. Valores en milímetros medidos de las falanges de los dedos [4].

Falanges	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Proximal	37.63	29.53	34.77	30.13	22.78
Media	-	22.78	27.34	26.12	19.21
Distal	31.58	22.39	24.51	23.33	19.58

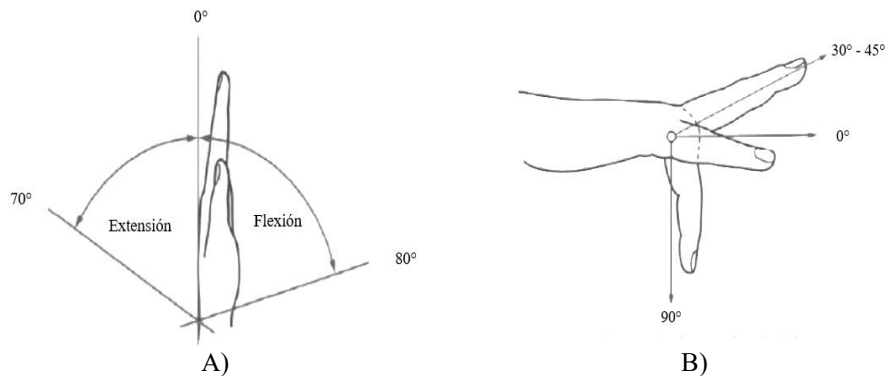


Fig. 3. A) Grados de libertad para la amplitud de movimiento en la muñeca [9]. B) Grados de libertad para la amplitud de las articulaciones metacarpofalángicas [9].

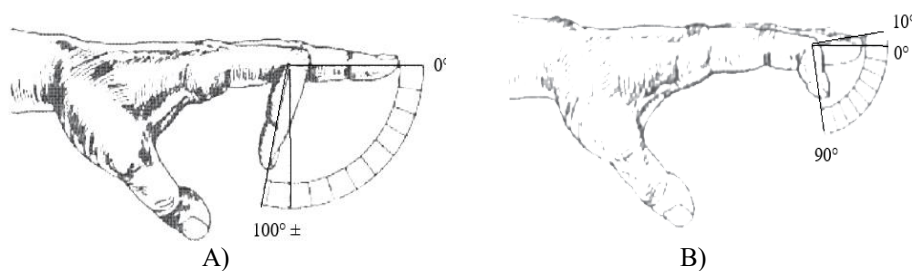


Fig. 4. A) Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange media [9]. B) Grados de libertad para la amplitud de movimientos en la falange distal [9].

Por otra parte, es posible realizar un caso particular de estudio antropométrico, como se observa en la Fig. 2, en [4] muestran la manera correcta para obtener las medidas necesarias con el apoyo de un vernier, medidas que posteriormente tomaremos en cuenta para la parametrización de las falanges integradas en la Tabla 3.

Es importante mencionar que para que la mano humana pueda realizar algún movimiento, es necesario considerar los grados de libertad que se tiene permitidos para no sufrir algún tipo de lesión, los cuales son fundamentales para la parametrización, descartando la consideración de movimientos innecesarios.

En la muñeca, para los movimientos de flexión y extensión se tienen 80° de amplitud de movimiento y 70° respectivamente [9] como se muestra en la Fig. 3. Por otro lado, para las articulaciones metacarpofalángicas la amplitud para la flexión es de 90° y para la extensión va de 30° a 45° como se muestra en la Fig. 3.

En complemento, en la Fig. 4 se muestra la flexión y extensión de la falange media, mostrando que la amplitud de movimiento interconecta la falange media con la distal, por último, se observa el movimiento de flexión y extensión que puede realizar la falange distal de igual forma en la Fig. 4.

3. Modelo de parametrización por cinemática directa de la mano humana

3.1 Cinemática del dedo

Para obtener la cinemática directa del movimiento de las falanges de un dedo, se hace uso del algoritmo Denavit-Hartenberg. El cual será aplicado a todos los dedos de la mano. En la Fig. 5, se expresan todos los parámetros para poder determinar las rotaciones y translaciones de las falanges del dedo índice en un eje coordenado.

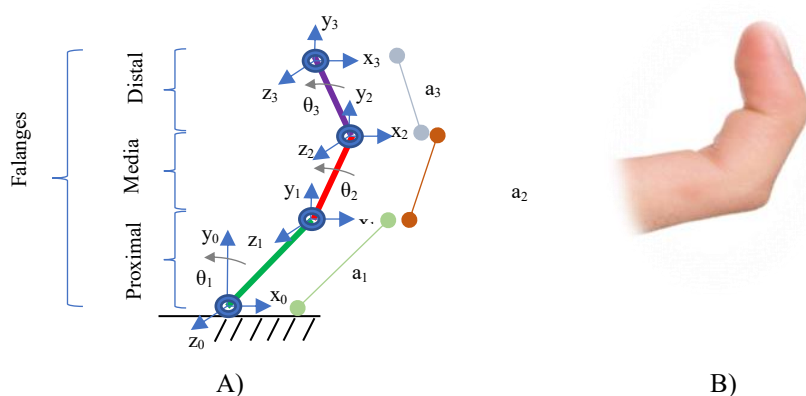


Fig. 5. A) Modelo cinemático del dedo con tres grados de libertad en un plano. B) Movimiento del dedo.

Tabla 4. Tabla de Denavit- Hartenberg y sus parámetros de las falanges del dedo índice.

Falanges	θ_i	d_i	a_i	α_i
Proximal	θ_1	0	a_1	0°
Media	θ_2	0	a_2	0°
Distal	θ_3	0	a_3	0°

Obteniendo la información de la Fig. 5, se observa que para d_i la distancia del origen z_i es el mismo punto, por tanto, no hay translación, así también como α_i no tiene rotación debido a que todas las z_i son paralelas, esta información se conforma en la Tabla 4 (Tabla de Denavit- Hartenberg) como se muestra a continuación, donde:

- θ_i es la rotación sobre el eje z,
- d_i es la translación sobre el eje z,
- a_i es la translación sobre el eje x,
- α_i es la rotación sobre el eje x.

Para describir el movimiento de cada falange se desarrollan las matrices de transformación homogénea de las partes: proximal, media y distal para cada dedo de la mano humana, que describen la posición-orientación relativa en cada una de las falanges.

Proximal: La ecuación (1), está dada por la matriz de rotación en combinación a la matriz de translación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_1 con respecto a Z_0 , de la cual tenemos:

$${}^0H_1(\theta_1) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1) & -\text{Sen}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Cos}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_1) & \text{Cos}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Sen}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Media: La ecuación (2), está dada por la matriz de rotación en combinación a la matriz de translación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_2 con respecto a Z_1 , para la cual obtenemos:

$${}^1H_2(\theta_2) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Cos}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_2) & \text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2)$$

Distal: La ecuación (3), es la matriz de rotación en combinación a la matriz de translación dando como resultado la matriz de transformación homogénea de Z_3 con respecto a Z_2 , para la cual se tiene:

$${}^2H_3(\theta_3) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_3) & -\text{Sen}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Cos}(\theta_3) \\ \text{Sen}(\theta_3) & \text{Cos}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Sen}(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3)$$

Al tener las 3 matrices independientes, se realiza el cálculo de la matriz de transformación homogénea global para el dedo, para la cual obtenemos la ecuación (4):

$${}^0H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = {}^0H_1(\theta_1) \cdot {}^1H_2(\theta_2) \cdot {}^2H_3(\theta_3). \quad (4)$$

El desarrollo para la ecuación (5) es la sustitución de las ecuaciones (1) y (2) de la ecuación (4), manteniendo la ecuación (3) en su forma normal sin sustitución, para facilitar su cálculo:

$${}^0H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1) & -\text{Sen}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Cos}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_1) & \text{Cos}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Sen}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Cos}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_2) & \text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^2H_3(\theta_3). \quad (5)$$

Al realizar la multiplicación de las ecuaciones ${}^0H_1(\theta_1) \cdot {}^1H_2(\theta_2)$ se obtiene la ecuación (6):

$$\begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) - \text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) & -\text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) - \text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) - a_2\text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) + \text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) + \text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) + a_2\text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Posterior a la obtención de la ecuación (6), se le aplica a la misma una reducción de términos por identidades trigonométricas lo que nos da como resultado:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \text{Sen}(\theta_1) + a_2 \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

Al simplificar la ecuación (5), por el desarrollo en las ecuaciones (6) y (7), se realiza el siguiente cálculo, el cual consta de multiplicar el resultado de la ecuación (7) por la ecuación ${}^2H_3(\theta_3)$, como se muestra a continuación:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1 \text{Sen}(\theta_1) + a_2 \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & -\text{Sen}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \cos(\theta_3) \\ \text{Sen}(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Sen}(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (8)$$

Finalmente, en la ecuación (9) se describe el resultado para la ecuación global del dedo en la matriz de transformación homogénea ${}^0H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ del punto 0 al punto 3:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \text{Sen}(\theta_1) + a_2 \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (9)$$

Es importante mencionar que en complemento al algoritmo Denavit-Hartenberg, se puede calcular la posición del dedo desde la base de la falange proximal hasta la falange distal con la ecuación (10), siendo útil el estudio para el agarre, extensión y manipulabilidad en un espacio operacional:

$$|\vec{r}| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}. \quad (10)$$

3.2 Diseño del guante

Se hizo un diseño buscando asemejar un exoesqueleto, acoplándole potenciómetros a la altura de las uniones de cada falange como se muestra en la Fig. 6, cabe denotar que como se mencionó en la sección 2, el dedo meñique, anular, medio e índice de la mano se constituyen por 3 falanges (proximal, media, distal), a excepción del dedo pulgar que carece de la media. Para la cual solo serán implementados 14 sensores para las señales de los movimientos, 3 sensores en los dedos meñique, anular, medio e índice y 2 sensores en el dedo pulgar.

Los potenciómetros permiten medir la variación de voltaje que existe en un determinado rango, y mediante programación en la plataforma IDE Arduino con algunos cálculos matemáticos se convierte el voltaje recibido a grados respecto a la variación de voltaje (ver Fig. 7), lo que permite medir y parametrizar la amplitud en grados de libertad para los movimientos de flexión y extensión en cada una de las falanges de la mano humana.

Parametrización de terapia física para falanges de la mano humana

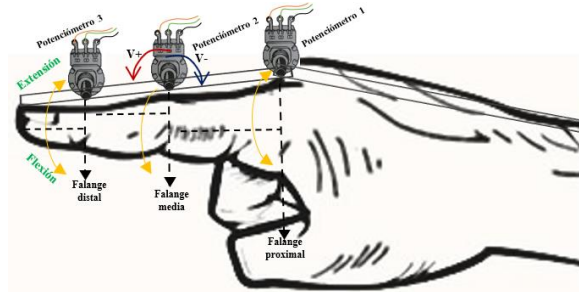


Fig. 6. Posicionamiento de potenciómetros en un guante exoesqueleto en cada unión de las falanges.

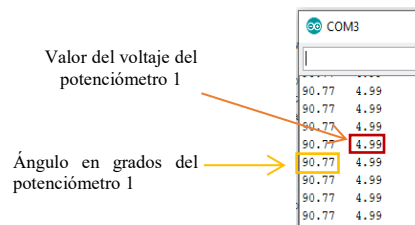


Fig. 7. Salida en el monitor serial de Arduino IDE, donde la primera columna proporciona el ángulo en grados y la segunda columna el valor del voltaje medido de cada falange.

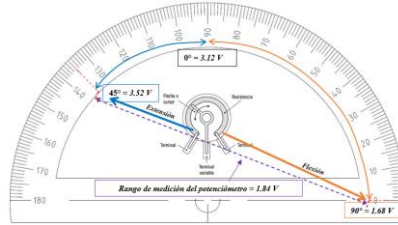


Fig. 8. Valores del potenciómetro logarítmico respecto a los movimientos de extensión y flexión del dedo medio.

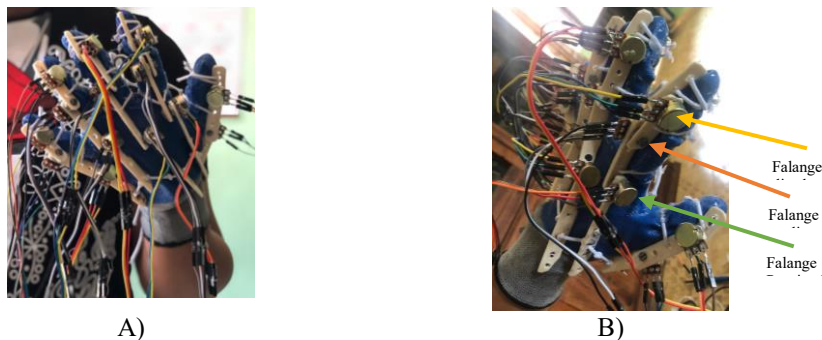


Fig. 9. A) Vista completa del prototipo del guante exoesqueleto. B) Montado de potenciómetros para cada configuración.

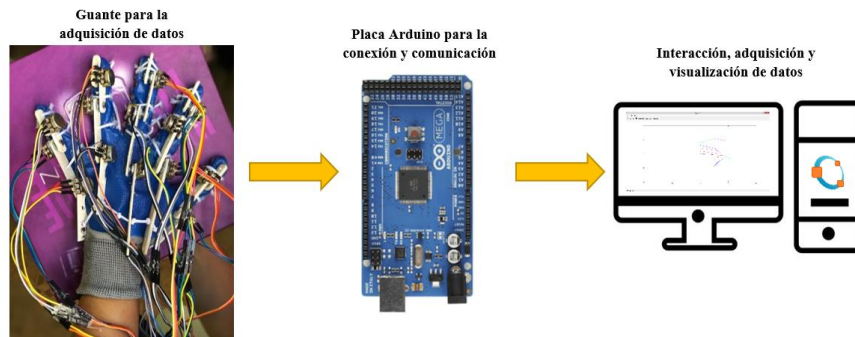


Fig. 10. Diagrama a bloques de la adquisición de datos de un guante exoesqueletico mediante el software Octave.

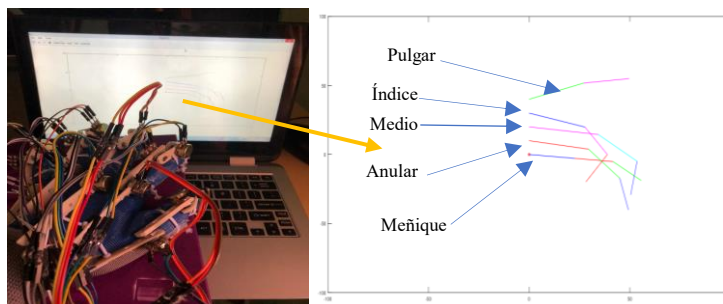


Fig. 11. Adquisición de datos de las falanges usando el software Octave.

Es importante mencionar que los potenciómetros implementados son del tipo logarítmicos, lo que implica determinar el rango de valores que serán tomados en cuenta para las mediciones de los grados de libertad en los movimientos de extensión y flexión, como se muestra en la Fig. 8. Además, cabe decir que en la evolución del prototipo se busca eliminar los saltos no medibles, implementando otro modelo de sensores para mejorar la precisión en la adquisición de los valores.

Se realizó un primer prototipo (ver Fig. 9), el cual contiene catorce potenciómetros de $5K\Omega$, montados en un material que permite simular cada uno de los huesos de la falange y simular sus movimientos, los sensores fueron colocados aproximadamente sobre la unión de cada falange, para poder determinar la variación de cambio en la amplitud de cada movimiento tanto para la flexión y extensión respectivamente.

3.3 Simulación en Octave

Para la simulación, se requiere de una conexión entre el guante exoesqueleto, la placa Arduino y el software Octave como se muestra en la Fig. 10, los sensores que se montaron en cada falange envían los datos al Arduino, el cual permite comunicación con Octave.

Posterior a la conexión exitosa de los 3 elementos mencionados, en Octave se realiza un programa que permite la proyección en 2D de los movimientos en tiempo real para cada falange de la mano del usuario, permitiéndole visualizarlos en pantalla como se observa en la Fig.11.

4. Caso de estudio

Para este caso de estudio en particular, se trabajó en conjunto con un paciente que se encuentra en proceso de rehabilitación del miembro superior, montándole el guante exoesqueleto en la mano izquierda, como se puede visualizar en la Fig.12. Así mismo, se muestra el guante exoesqueleto en la mano izquierda del paciente, el cual contiene 14 sensores acoplados a las falanges de la mano humana, los cuales transmiten los datos que permiten el monitoreo de los movimientos de la flexión y extensión.

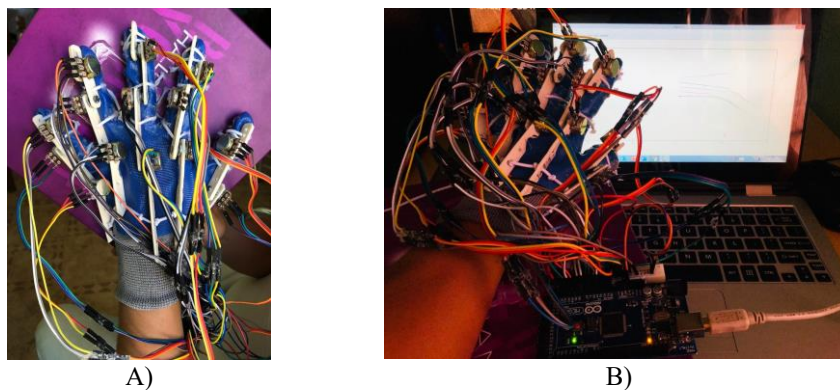


Fig. 12. A) Mano izquierda del paciente utilizando el modelo de guante exoesqueleto con los sensores montados en las falanges de los dedos. A) Montado del guante exoesqueleto en la mano izquierda del paciente y conexión con la placa Arduino MEGA y el software Octave.

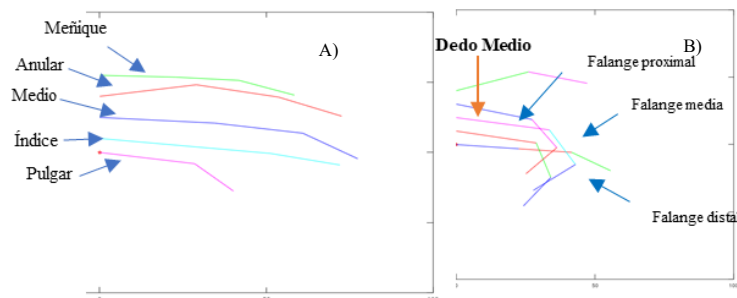


Fig. 13. A) Proyección 2D en tiempo real de las falanges en estado de reposo. B) Secuencia de movimientos de las falanges del dedo medio respecto a los valores obtenidos

Tabla 5. Datos adquiridos del ángulo en grados y del valor de voltaje para los sensores en el guante exoesqueleto, específicamente la falange proximal, media y distal ubicadas en el dedo medio.

	Falange proximal		Falange media		Falange distal	
Valor del voltaje del potenciómetro 1	1.33	2.89	38.01	0.48	49.79	1.69
	-0.46	2.91	55.47	0.70	58.46	1.51
	3.48	2.86	69.82	0.88	63.03	1.42
	13.88	2.72	79.13	1.00	69.78	1.28
	34.53	2.46	94.65	1.19	64.72	1.38
	51.53	2.20	110.55	1.39	63.76	1.40
	62.29	2.06	114.82	1.45	61.83	1.44
	71.26	1.94	120.64	1.52	56.77	1.54
Ángulo en grados del potenciómetro 1	84.88	1.75	122.97	1.55	59.90	1.48
	89.54	1.69	121.03	1.52	64.24	1.39
	92.77	1.64	120.25	1.52	65.68	1.36
	94.92	1.61	119.47	1.51	66.89	1.34
	95.28	1.61	119.47	1.51	68.09	1.31
	96.00	1.60	119.09	1.50	67.85	1.32
	96.36	1.59	118.70	1.50	67.85	1.32
					Valor del voltaje del potenciómetro 2	
					Ángulo en grados del potenciómetro 2	
					Valor del voltaje del potenciómetro 3	
					Ángulo en grados del potenciómetro 3	

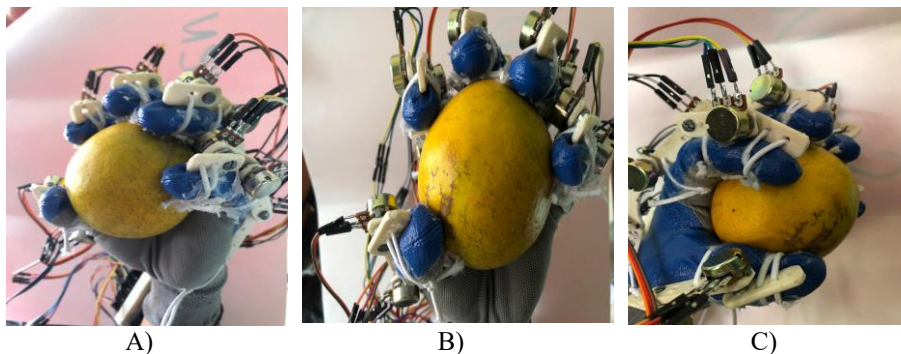


Fig. 14. A) Vista lateral derecha del movimiento de flexión y de agarre de un objeto esférico con el guante exoesqueleto. B) Vista frontal del agarre de un objeto esférico con el guante exoesqueleto. C) Vista lateral izquierda del agarre de un objeto esférico demostrando la libertad de movimiento con el guante exoesqueleto.

Los sensores del guante exoesqueleto se conectan a la tarjeta Arduino MEGA, la cual tiene comunicación mediante su puerto serial con el software Octave, permitiendo realizar una proyección 2D en tiempo real como se puede apreciar en la Fig.13, de la secuencia de movimientos para cada uno de los dedos y falanges de la mano del paciente.

Los valores para los sensores de las falanges (proximal, media y distal) se muestran en el puerto serial del IDE de Arduino (ver Tabla 5). Como se puede apreciar los valores cambian en tiempo real dependiendo directamente de la posición que tenga el sensor del guante exoesqueleto con respecto al movimiento de cada una de las falanges.

Como se sabe en fisioterapia, a los pacientes en etapa de rehabilitación se les proporcionan una serie de ejercicios que deben repetir específicamente por un periodo de tiempo, para los cuales, en algunos de estos se les invita a utilizar algún elemento u objeto extra para su manipulación.

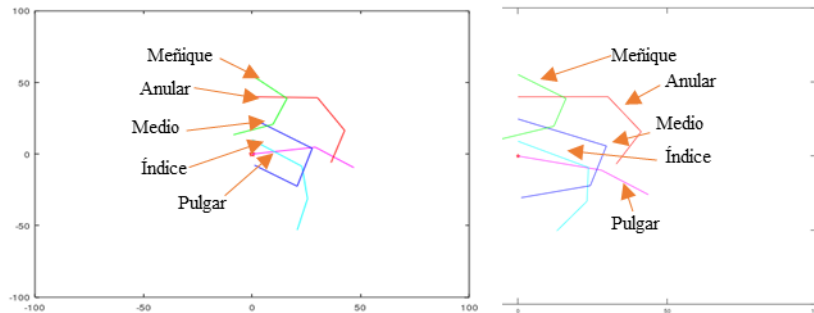


Fig.15. A), B). Proyección 2D en tiempo real de los movimientos de flexión al sostener un objeto esférico con el guante exoesqueleto en la mano del paciente.

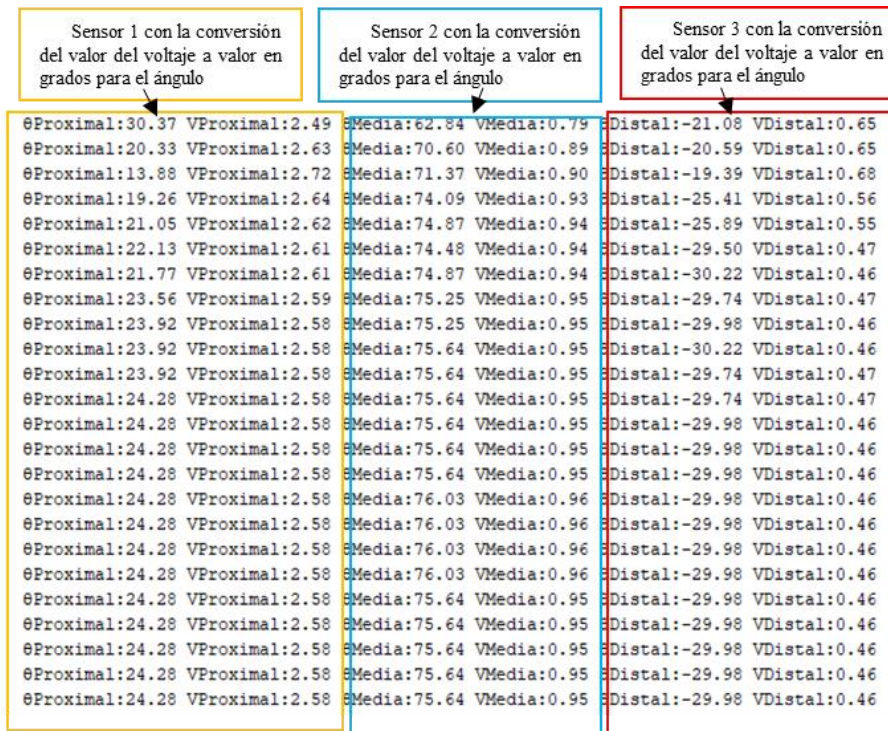


Fig. 16. Valores de los sensores ubicados en las falanges del dedo meñique al realizar el movimiento de flexión para el agarre de un objeto esférico.

En la Fig.14 se puede apreciar que el guante exoesqueleto permite la manipulación de objetos y, en este caso específico la manipulación de un objeto esférico para el movimiento de extensión en las falanges de la mano. En la Fig. 15, se muestran las proyecciones 2D en tiempo real obtenidas de las posiciones para los movimientos de flexión en el agarre de un objeto esférico, los cuales son valores de los 14 sensores

ubicados en el guante exoesqueleto proyectados en Octave de la comunicación serial con la tarjeta Arduino Mega.

Como se puede observar en la Fig.16, los valores de los sensores se actualizan en tiempo real con dependencia directa a los movimientos que realice cada una de las falanges de la mano del paciente, los valores son mostrados en el puerto serial del IDE de Arduino, identificados para la falange proximal, media y distal. En este caso, se tomó una captura para los valores del dedo meñique.

5. Conclusiones y trabajo a futuro

Al finalizar este proyecto, se define que el actual prototipo no es meramente para el ámbito académico, sino que se pretende mejorarlo y escalarlo en cada versión realizada a futuro, se pretende implementarlo como una nueva alternativa para evaluación en el porcentaje de avance para terapia física, ofreciendo un modelo de parametrización que permite al usuario visualizar en pantalla los movimientos realizados por las falanges de su mano mediante el software Octave en conjunto con elementos electrónicos.

Cabe mencionar que realizar un modelo que simule los movimientos hechos por la mano conlleva un alto grado de complejidad, ya que la exactitud y precisión de los movimientos es bastante difícil de replicar por la perfección natural con la que fue diseñada la extremidad. También se debe considerar que para el desarrollo de un guante exoesqueleto se deben tener en cuenta variables como la longitud de las falanges, ya que cada usuario tendrá características antropométricas distintas, por lo que se deben agregar elementos y/o mecanismos que permitan ajustar las posiciones y longitudes de colocación del guante exoesqueleto y sus sensores, de igual modo para simular y replicar los movimientos de flexión y extensión se deben implementar elementos al guante exoesqueleto que le permitan a la mano libertad natural de movimiento, haciendo posible adquirir las señales de los sensores de una manera eficiente para todas y cada una de las falanges de la mano.

Como trabajo a futuro, será perfeccionado el primer prototipo para mayor calidad y eficiencia en la adquisición de datos, para la cual será realizada una base de datos para que el fisioterapeuta pueda estudiar el movimiento de la mano y detectar posibles atrofias o mejoras en la calidad de vida de los pacientes. Estos datos se podrán consultar vía remota para que sin necesidad de que el paciente asista físicamente a su clínica, este sea diagnosticado a distancia. Otra aportación importante es que, a partir de la recolección de datos de muchos pacientes, se pueda generar algunas terapias a manera de video juego para estimular al paciente con estas tecnologías y así el paciente pueda culminar toda su rehabilitación.

Referencias

1. López, L. A.: Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), pp. 14–24 (2012)
2. Abdallah, I., Bouteraa, Y., Rekik, C.: Design and development of 3d printed myoelectric robotic exoskeleton for hand rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems*, 10(2) (2017)

3. Velázquez-Sánchez, A., Merchán-Cruz, E., Hernández-Gómez, L., Urriolagoitia-Calderón, G.: Rango de movilidad y función descriptiva. *Científica*, 11(4), pp. 177–188 (2007)
4. Barrera-García, A.D., Merchán-Cruz, E.A., Rodríguez-Cañizo, R.G., Hernández-Lara, D., Hernández-Valencia, G.: Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique. pp. 181–185 (2017)
5. Peña, P.E., Ticó, F.N., López, M.J.A., Romero, C.: Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza. UPCommons: Portal de acceso abierto al conocimiento de la UPC 76, pp. 1–6 (2012)
6. Iqbal, J., Tsagarakis, N., Fiorilla, A., Caldwell, D.: A portable rehabilitation device for the hand. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp. 3694–3697 (2010)
7. Worsnopp, T., Peshkin, M., Colgate, J., Kamper, D.: An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. In: IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 896–901 (2007)
8. Yap, H., Khin, P., Koh, T., Sun, Y., Liang, X., Lim, J., Yeow, G.: A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients. In: IEEE Robotics and Automation Letters, 2(3), pp. 1383–1390 (2017)
9. Tenesaca, D. A.: Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del alfabeto dactilológico universal para personas sordomudas. *Ingenius* 6, pp. 69–86 (2011)
10. Schwarz, R.J., Taylor, C.L.: The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial Limbs*, 2(2), pp. 22–35 (1955)