

FORTHCOMING PAPER ICOR2020-70B10-01**SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO SUPERIOR MUÑECA-MANO CON RETROALIMENTACIÓN VISUAL-VIRTUAL**

Juan Carlos Belen Luna¹, Héctor Rafael Orozco Aguirre, José Martin Flores Albino, Gabriela Gaviño Ortiz, Carlos Omar González Morán.

Universidad Autónoma del Estado de México, Centro Universitario UAEM Valle de México, Blvd. Universitario s/n, Predio San Javier, Atizapán de Zaragoza, C.P. 54500, Edo. de Méx., México.

ABSTRACT

In a traditional way, in the rehabilitation of an injured limb, the patient is given a series of pre-established and repetitive exercises to be carried out in conditioned spaces for its treatment and evaluation, which do not always meet the goal of helping regain strength or range of motion in its limb. As an alternative solution, here is presented the prototype of a low-cost system that integrates a glove-exoskeleton and a visual-virtual rehabilitation environment to rehabilitate the left hand. This system provides sequences of movements to touch real-world objects and visualize their equivalence in a virtual reality interface, which provides the patient and the physiotherapist with feedback and analysis for the improvement, adaptation and success of the rehabilitation process, through quantitative and qualitative bioinformatic data by incorporating potentiometers for the real measurement and virtual representation of the flexion and extension movements of the phalanges. The glove-exoskeleton design resulting from the analysis of a direct kinematics study of the phalanges of the human hand. The system was developed under the Top-Down methodology implemented in the design and / or manufacture of system prototypes.

KEYWORDS: rehabilitation, virtual reality, bioinformatic, kinematics of the phalanges.

MSC: 70B10, 68T40

RESUMEN

De manera tradicional, en la rehabilitación de alguna extremidad lesionada se le otorgan al paciente una serie de ejercicios preestablecidos y repetitivos para llevarse a cabo en espacios acondicionados para su tratamiento y evaluación, los cuales no siempre cumplen la meta de ayudarlo a recuperar la fuerza o el rango de movimiento de su extremidad. Como alternativa de solución, aquí se presenta el prototipo de un sistema de bajo costo que integra un guante-exoesqueleto y un entorno de rehabilitación visual-virtual para rehabilitar la mano izquierda. Este sistema provee secuencias de movimientos para tocar objetos del mundo real y visualizar su equivalencia en una interfaz de realidad virtual, la cual brinda al paciente y al fisioterapeuta una retroalimentación y análisis para la mejora, adaptación y éxito del proceso de rehabilitación, mediante datos cuantitativos y cualitativos bioinformáticos al incorporar potenciómetros para la medición real y representación virtual de los movimientos de flexión y extensión de las falanges. El diseño del guante-exoesqueleto resulta del análisis de un estudio de cinemática directa de las falanges de la mano humana. El sistema se desarrolló bajo la metodología Top-Down implementada en el diseño y/o fabricación de prototipos de sistemas.

PALABRAS CLAVE: rehabilitación, realidad virtual, bioinformática, cinemática de las falanges

1. INTRODUCCIÓN

Todo ser humano es propenso a sufrir algún tipo de lesión en alguna extremidad, debido a que estas siempre están expuestas y en constante contacto con distintas superficies o esfuerzos en el entorno circundante. La aparición y tratamiento de lesiones que involucran alguna extremidad del cuerpo humano es un enigma que ha

¹jbelen1524@alumno.uaemex.mx, hrorozcoa@uaemex.mx

generado un amplio espacio de estudio en la medicina, la tecnología y otras ciencias. La persona puede presentar problemas de movilidad debido a una enfermedad, una lesión traumática, o un derrame cerebral, con frecuencia los médicos recomiendan hacer fisioterapia a todos aquellos que presenten alguna de estas condiciones.

Acorde a (VELARDE, y otros, 2015), los casos traumáticos son las lesiones más comunes en sesiones de fisioterapia, causados generalmente por accidentes, golpes, caídas, armas, entre otros. Posterior a una lesión de este tipo, los fisioterapeutas trabajan para reducir el dolor y ayudar a los individuos a retomar sus actividades cotidianas. Es decir, se les proveen ejercicios diseñados para ayudarlos a recuperar la fuerza y el rango de movimiento, para que los realicen sin supervisión. Una de las razones principales para el uso de rehabilitación no supervisada es la carencia de recursos para los servicios de salud en todo el mundo (MCCONNELL, y otros, 2017), como lo son la escasez de fisioterapeutas y también la limitada disponibilidad de equipos móviles y/o accesibles.

La terapia de mano es la que se atiende con mayor frecuencia y de mayor importancia en fisioterapia, la discapacidad de la mano y generalmente de los miembros superiores puede ser causa de dificultad social y financiera para el discapacitado, además de deterioración física y emocional, acorde a las palabras en (SARAKOGLU, y otros, 2004).

Al momento, las sesiones de fisioterapia en algunas instalaciones médicas del sector público se realizan bajo técnicas tradicionales (terapias funcionales), un ejemplo de esto son las terapias manuales, en las que se utilizan las propias manos del fisioterapeuta como herramienta principal y también las terapias mediante agentes físicos, donde se destacan el uso de corrientes eléctricas, ultrasonidos, calor (termoterapia), frío (crioterapia) y la hidroterapia por mencionar algunos.

Recientemente, asociados a la rehabilitación física de pacientes y sesiones de fisioterapia han surgido avances en realidad virtual y realidad aumentada, demostrando su efectividad apoyando la fase terapéutica y de diagnóstico. En muchas ocasiones los resultados que se obtienen con realidad virtual y realidad aumentada superan a los obtenidos con las técnicas tradicionales (MORENO, y otros, 2013).

En la actualidad, los avances en la medicina y la tecnología han permitido el desarrollo y creación de sistemas que ya brindan apoyo a la etapa de rehabilitación en miembros del cuerpo humano, ejemplo de esto se encuentran (BOIAN, y otros, 2002), (PRONATO y PANGGABEAN, 2019), (BAUTISTA-BAUTISTA, y otros, 2017), (LAMBERCY, y otros, 2007), (YAP, y otros, 2017) entre otros, aplicando diversos elementos y tecnologías en su elaboración.

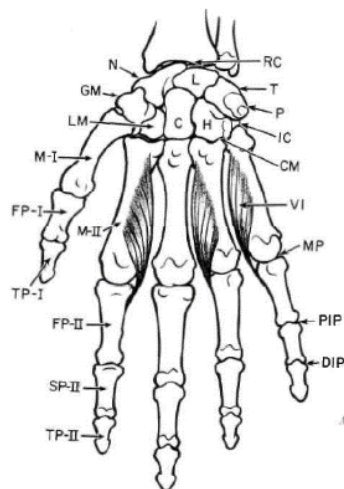
Con lo anterior, mediante el desarrollo de un sistema que integre un guante-exoesqueleto que apoye en la etapa de rehabilitación mediante una interfaz con realidad virtual, se busca ofrecer una alternativa de bajo costo al proceso tradicional de rehabilitación. Con este sistema, el paciente podrá realizar una mayor variedad de ejercicios con mejor calidad, recibiendo una retroalimentación visual con valores cuantitativos y cualitativos de la evolución o progreso durante sus terapias, en comparación con los métodos tradicionales debido a su naturaleza mayormente empírica.

2. ANATOMÍA DE LA MANO HUMANA

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, está compuesta por 29 huesos como se observa en la Figura 1, conectados a través de numerosas articulaciones como se describe en la Tabla 1.



Tabla 1: Huesos y articulaciones de la mano y muñeca



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

Figura 1. Huesos de la mano. Fuente: (SCHWARZ y TAYLOR, 1995)

Acorde a lo anterior se pueden distinguir tres partes principales de la mano: muñeca, palma y dedos. En la Figura 2, se aprecia que la muñeca por su estructura tan compleja, al incluir múltiples articulaciones y huesos, permite una gran diversidad de movimientos en diferentes planos del espacio 3D, permitiendo así, movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción, pronación y supinación.

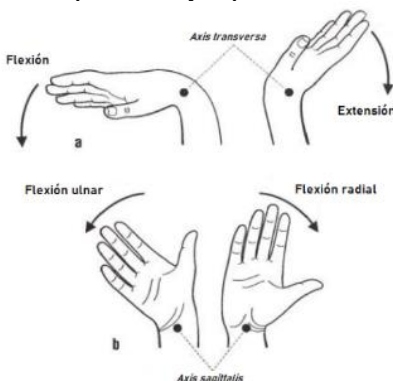


Figura 2. Movimientos posibles en la muñeca humana. Fuente: (JAWORSKI y KARPIŃSKI, 2017)

La parte de los dedos o falanges de la mano humana, cumplen un papel fundamental ya que tienen la característica de estar seccionados en tres (falange proximal, falange media y falange distal), desde el dedo meñique hasta el dedo índice como se observa en la Figura 3, a excepción del dedo pulgar que carece de la falange media (ALCANTAR CALVILLO, y otros, 2017).

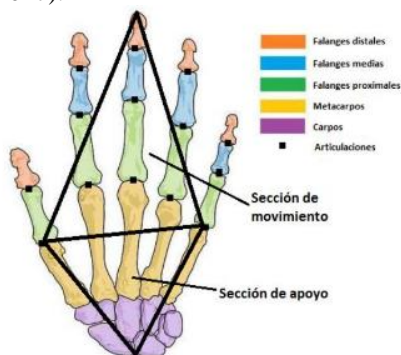


Figura 3. Composición de las falanges. Fuente: (ALCANTAR CALVILLO, y otros, 2017)

La peculiaridad e importancia de lo anterior es que gracias a los diferentes ángulos (grados de movilidad) que cada falange puede alcanzar como se puede apreciar en las Figuras 4, 5 y 6 acorde al trabajo realizado (TENESACA y ZEAS, 2011) le permite al ser humano la realización de tareas comunes como sujetar y soltar objetos con la concavidad palmar y también actividades de destreza manual fina gracias a los movimientos de oposición.

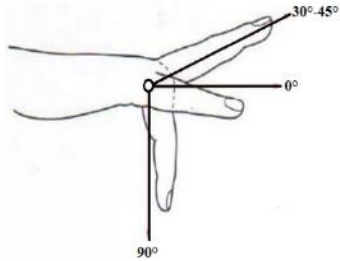


Figura 4. Grados de movilidad para la falange proximal. Fuente: (TENESACA y ZEAS, 2011)

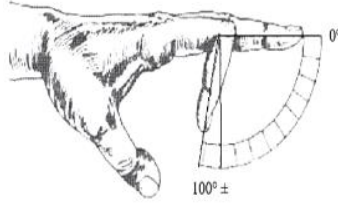


Figura 5. Grados de movilidad para la falange media. Fuente: (TENESACA y ZEAS, 2011)



Figura 6. Grados de movilidad para la falange distal. Fuente: (TENESACA y ZEAS, 2011)

3. REHABILITACIÓN TRADICIONAL APLICADA EN FRACTURAS DE MUÑECA

Al contar con una fractura de muñeca, se le debe proporcionar al paciente un proceso de rehabilitación (ver Figura 7), en el cual se le aplican técnicas con el fin de evitar la aparición de secuelas, como se muestra en (IMSS, 2020). El objetivo es mejorar la funcionalidad de las articulaciones involucradas en la fractura, así la persona que sufra una patología similar podrá lograr realizar nuevamente actividades que regularmente hacía a su estado previo. Cabe mencionar que los ejercicios proporcionados se deben realizar en el periodo de tiempo especificado por el médico especialista, con las debidas instrucciones para evitar provocar alguna fractura o lesión adicional que agrave el estado de salud del paciente.

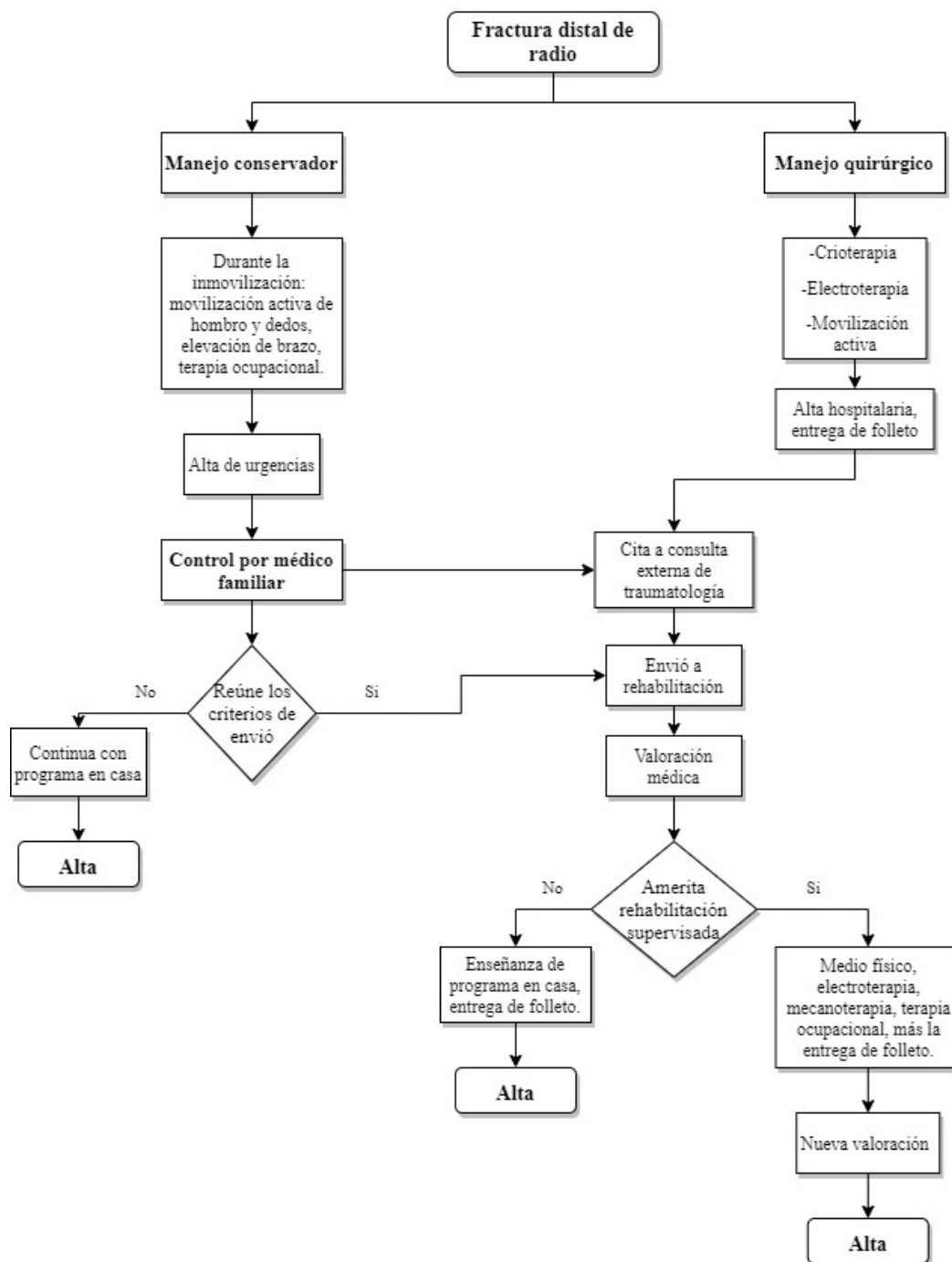


Figura 7. Diagrama de flujo para el tratamiento de una fractura distal de radio Fuente: (IMSS, 2020)

4. POTENCIOMETROS COMO APOYO PARA LA DETECCIÓN DE LOS MOVIMIENTOS

Un potenciómetro es un instrumento que permite medir y regular potenciales eléctricos. Existen 2 tipos, potenciómetros de mando y de ajuste, en los primeros se permite controlar de manera manual diversos dispositivos eléctricos, tal como girar la perilla para aumentar o decrementar el volumen en un equipo de audio y en los segundos como su nombre lo menciona, ajustar o calibrar componentes que requieran de mayor precisión. Cabe mencionar que, dentro de la gama de los potenciómetros, podemos encontrar del tipo deslizantes, multivuelta, rotatorios y según la ley de variación de la resistencia los lineales, logarítmicos y senoidales por mencionar algunos.

Una definición sencilla pero aceptable, es definir al potenciómetro como un resistor eléctrico con un valor de resistencia variable y que generalmente se puede ajustar manualmente. Se caracterizan por contar con tres terminales como se muestra en la Figura 8, cabe denotar que el valor de un potenciómetro viene expresado en ohms (símbolo Ω), como en el caso de las resistencias y en el caso del potenciómetro siempre su valor en Ω será la resistencia máxima que puede llegar a tener.



Figura 8. Potenciómetro y sus terminales Fuente: (MECAFENIX, 2020)

Existen dos tipos de construcción para un potenciómetro acorde a (MECAFENIX, 2020). Los potenciómetros impresos (ver Figura 9) que son realizados con una pista de carbón o de cermet sobre un soporte duro como papel baquelizado (cartón prespan), fibra de vidrio, baquelita, entre otros. Donde la pista tiene sendos contactos en sus extremos y un cursor conectado a un patín que se desliza por la pista resistiva. Y potenciómetros del tipo bobinados (ver Figura 10), que consisten en un arrollamiento toroidal de un hilo resistivo con un cursor que mueve un patín sobre el mismo.

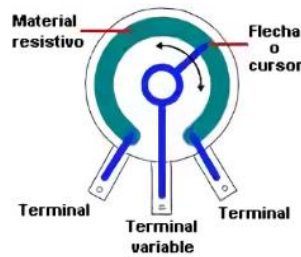


Figura 9. Elementos de un potenciómetro del tipo impreso. Fuente: (MECAFENIX, 2020)



Figura 10. Potenciómetro del tipo bobinado. Fuente: (MECAFENIX, 2020)

5. REALIDAD VIRTUAL COMO APOYO EN LA REHABILITACIÓN

En la actualidad, la realidad virtual (RV) puede ser definida como una simulación del mundo real generada mediante un software y experimentada mediante una interfaz hombre-máquina. Acorde con (MORENO, y otros, 2013), la RV es clasificada acorde al grado de inmersión que genera al usuario, se le denomina inmersión al acto voluntario de apartar los distintos estímulos que hace percibir la experiencia presentada como no real, permitiendo captar toda la atención y concentración del usuario involucrado.

De manera que, se puede clasificar a la RV en dos tipos, inmersiva y no inmersiva. De las cuales, la primera logra envolver la mayor cantidad de sentidos posible del usuario, generalmente con el uso de hardware especializado y, por otro lado, la no inmersiva que es la más común ya que no requiere de hardware especializado y que se encuentra a menudo en videojuegos.

Por otro lado, en la literatura al momento se ha encontrado que los sistemas computacionales que involucran RV enfocados al apoyo en las etapas de rehabilitación de miembros atrofiados o con discapacidad de los usuarios (pacientes) afectan de modo significativo al menos en dos aspectos como se menciona en (GUZMÁN y LONDOÑO, 2016). En el primero, al funcionar como medio para realizar ejercicios, donde la implementación de entornos virtuales contribuye a apoyar en el tratamiento con procesos convencionales, haciéndolos eficaces y eficientes (SARAKOGLU, y otros, 2004), y el segundo aspecto al brindar un almacenamiento para la administración de la información sobre la mejoría y/o evolución en el avance de las terapias realizadas por el paciente, proporcionando datos cuantitativos tanto al usuario y al experto fisioterapeuta.

En (BOIAN, y otros, 2002), se puntualiza que los entornos virtuales son una tecnología bastante adecuada para aplicarse en terapias de rehabilitación, debido a la capacidad que tienen para simular tareas de la vida real, logrando involucrar al paciente en estas actividades, proporcionándole los medios necesarios para medir y evaluar la mejoría de su desempeño.

Con lo anterior, el desarrollo de un sistema para el análisis de la movilidad del miembro superior muñeca-mano con retroalimentación visual-virtual, que contenga 14 sensores (potenciómetros) adaptados a las falanges de la mano y a su vez acoplados sobre un guante-exoesqueleto que mantendrá una comunicación con una placa Arduino Mega, permitirá evaluar y almacenar las lecturas de los sensores y con el apoyo del entorno virtual replicar los movimientos del guante-exoesqueleto en una mano 3D durante la realización de ejercicios de rehabilitación. Así, se le brindará una mayor motivación al paciente indicándole si su movimiento es correcto o no, permitiéndole experimentar una mejor interacción durante el desarrollo y seguimiento de sus terapias, donde la expectativa será que los resultados le indiquen una mejora cuantitativa y cualitativa en el rendimiento y avance de su rehabilitación, algo que con el proceso tradicional no se puede lograr.

6. CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR MUÑECA-MANO

Para la obtención de la cinemática directa en cuanto al movimiento de las falanges que componen a un dedo, se utilizó el algoritmo Denavit-Hartenberg, aplicado a todos los dedos de la mano humana. En la Figura 11, se muestran los parámetros para determinar las rotaciones y translaciones de las falanges que tiene el dedo índice en un eje coordenado.

Al obtener información de la Figura 11 se comprende que para la distancia del origen (d_i), (z_i) es el mismo punto, por lo que, no hay translación y así también como el ángulo (α_i) no tiene rotación debido a que todas las z_i son paralelas, esta información se incluye en la Tabla 2.

Para especificar el movimiento de las falanges, se desarrollan las matrices de transformación homogénea para las partes: proximal, media y distal que el dedo humano tiene, describiendo la posición-orientación relativa en cada una.

Falange proximal: en la ecuación 6.1, se denota la matriz de rotación en combinación con la matriz de translación, resultando la matriz de transformación homogénea de Z_1 con respecto a Z_0 .

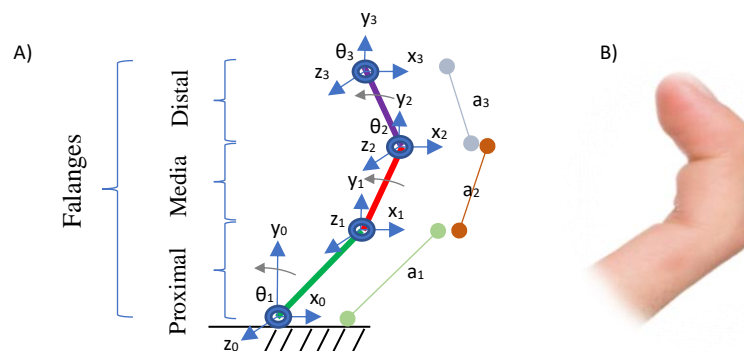


Figura 11. A) Modelo para la cinemática del dedo con tres grados de libertad. B) Movimiento de flexión del dedo índice
Tabla 2. Tabla de Denavit- Hartenberg para los parámetros de las falanges del dedo índice

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°

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

$${}^0H_1(\theta_1) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1) & -\text{Sen}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Cos}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_1) & \text{Cos}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Sen}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.1)$$

Falange media: en la ecuación 6.2, se identifica la matriz de rotación en combinación a la matriz de translación resultando la matriz de transformación homogénea de Z_2 con respecto a Z_1 .

$${}^1H_2(\theta_2) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Cos}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_2) & \text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

Falange distal: la ecuación 6.3, contiene la matriz de rotación en combinación a la matriz de translación resultando la matriz de transformación homogénea de Z_3 con respecto a Z_2 .

$${}^2H_3(\theta_3) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_3) & -\text{Sen}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Cos}(\theta_3) \\ \text{Sen}(\theta_3) & \text{Cos}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Sen}(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.3)$$

Obteniendo las 3 matrices independientes, se calcula la matriz de transformación homogénea global para el dedo que es la ecuación 6.4.

$${}^0H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = {}^0H_1(\theta_1) \cdot {}^1H_2(\theta_2) \cdot {}^2H_3(\theta_3) \quad (6.4)$$

Para la ecuación 6.5 se sustituyen las ecuaciones 6.1 y 6.2 de la ecuación 6.4, manteniendo la ecuación 6.3 en su forma normal sin sustitución, para facilitar su cálculo.

$${}^0H_4(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1) & -\text{Sen}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Cos}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_1) & \text{Cos}(\theta_1) & 0 & a_1 \cdot \text{Sen}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Cos}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_2) & \text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_2 \cdot \text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^2H_3(\theta_3) \quad (6.5)$$

La multiplicación de las ecuaciones ${}^0H_1(\theta_1) \cdot {}^1H_2(\theta_2)$ genera la ecuación 6.6.

$$\begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) - \text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) & -\text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) - \text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) - a_2\text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) + \text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) + \text{Cos}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Sen}(\theta_1)\text{Cos}(\theta_2) + a_2\text{Cos}(\theta_1)\text{Sen}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.6)$$

A continuación, se le aplica a la ecuación 6.6 una reducción de términos por identidades trigonométricas.

$$\begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1\text{Cos}(\theta_1) + a_2\text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

Simplificando la ecuación 6.5, se realiza el cálculo de multiplicar el resultado de la ecuación 6.7 por la ecuación ${}^2H_3(\theta_3)$.

$$\begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) & -\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1\text{Cos}(\theta_1) + a_2\text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) & \text{Cos}(\theta_1 + \theta_2) & 0 & a_1\text{Sen}(\theta_1) + a_2\text{Sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{Cos}(\theta_3) & -\text{Sen}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Cos}(\theta_3) \\ \text{Sen}(\theta_3) & \text{Cos}(\theta_3) & 0 & a_3 \cdot \text{Sen}(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.8)$$

Al final, en la ecuación 6.9 se desglosa 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.

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.9)$$

7. METODOLOGÍA PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA

La metodología implementada durante el desarrollo de este proyecto se denomina Top-Down acorde a (RESTREPO MUÑOZ, 2009), que es basada en el paradigma “Divide y vencerás” ya que es empleada en diferentes áreas como: diseño de circuitos, desarrollo de productos y desarrollo de software por mencionar algunos. Lo que caracteriza esta metodología, es su forma de trabajar como se observa en la Figura 12, divide los problemas en módulos que permiten trabajar individualmente para alguna corrección o mejora, logrando eficientar recursos tanto económicos como de tiempo.

Metodología Top-Down

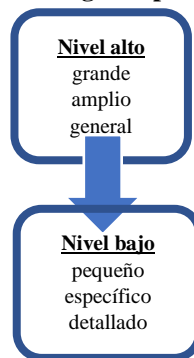


Figura 12. Diagrama de la metodología Top-Down Fuente: Elaboración propia

En la metodología Top-Down se inicia por un nivel superior “De lo general” y se va emigrando a los niveles inferiores “A lo específico”. El uso de esta metodología busca la solución de los problemas menores, para luego conectarlos y de esta forma lograr solucionar el problema principal. El diseño Top-Down fue inventado de forma independiente hace muchos años por IBM Corporation, Nicklaus Wirth y Edsger Dijkstra. IBM llamó a su método diseño de arriba hacia abajo; Wirth lo llamó refinamiento escalonado y Dijkstra lo denominó descomposición jerárquica.

Acorde a lo anterior, como se observa en la Figura 13, se muestra el ciclo de funcionamiento del sistema y se aprecian las etapas de interacción entre el paciente y el fisioterapeuta para la retroalimentación, análisis y mejora del proceso de rehabilitación. Para el diseño del guante-exoesqueleto se hizo un estudio de factibilidad para seleccionar los sensores de más bajo costo posible para el seguimiento en tiempo real del movimiento de flexión y extensión de las falanges, así como evaluar el diseño que fuera más ergonómico posible sin perder su propósito y funcionalidad, los sensores empleados son potenciómetros de mando giratorio.

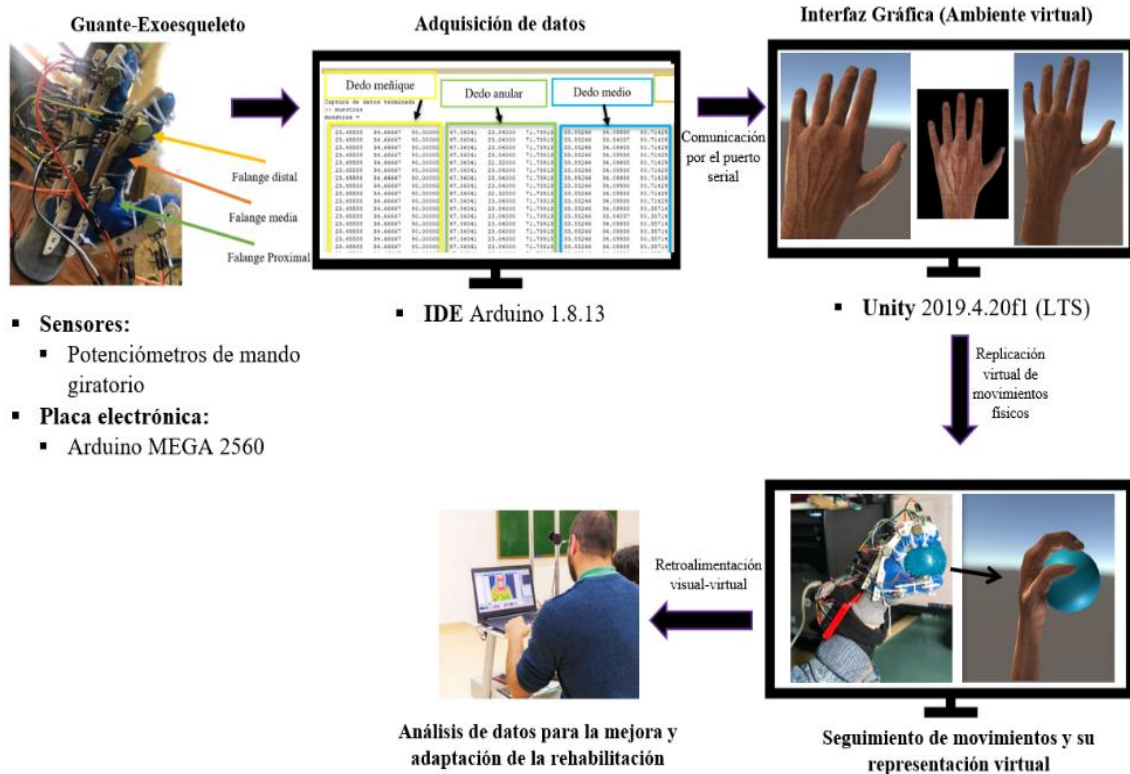


Figura 13. Esquema de funcionalidad del sistema

Para la obtención del registro de los movimientos realizados por la extremidad superior muñeca-mano, se hace uso de 14 potenciómetros acoplados a las intersecciones de las falanges de la mano humana sobre el guante-exoesqueleto, tomando como base el trabajo presentado en (PEÑA PITARCH y otros, 2012), que por medio de la lectura de los voltajes del cambio de la resistencia se calcula la conversión en grados respectivamente a los movimientos de flexión y extensión en cada intersección y ubicación del potenciómetro en la falange. Lo que permite mantener un seguimiento cuantitativo y cualitativo de los movimientos realizados en tiempo real por el paciente en su mano.

Los componentes anteriores fueron enlazados a una tarjeta electrónica Arduino Mega 2560, la cual recibe los valores de los potenciómetros del guante-exoesqueleto y envía los mismos a la interfaz gráfica en Unity mediante comunicación por el puerto serial, replicando los movimientos del paciente en una mano 3D. Mediante esta interfaz el paciente puede interactuar con el sistema para visualizar y obtener una retroalimentación de su proceso de rehabilitación, a la vez que el fisioterapeuta puede analizar el grado de avance y adaptar la rehabilitación según convenga para un mejor grado de avance del paciente.

Con el uso de la interfaz gráfica se pretende involucrar en mayor grado al paciente y verificar si sus movimientos son correctos o no mediante su representación virtual. Desde esta interfaz, se integran 3 movimientos clave: apertura de la mano, agarre y abducción/aducción de la muñeca. Con estos movimientos se pueden diseñar ejercicios en forma de juegos o retos para el paciente, previamente valorados y asesorados por el fisioterapeuta para medir y almacenar los registros de los movimientos, arrojando datos significativos para su posterior retroalimentación y evaluación. En la Figura 14 se muestra un ejercicio de rehabilitación de un paciente donde tiene como reto sujetar una pelota para estimular la flexión de las falanges durante su proceso de rehabilitación. El paciente mostrado lleva al momento un buen grado de avance, pero no está rehabilitado del todo.

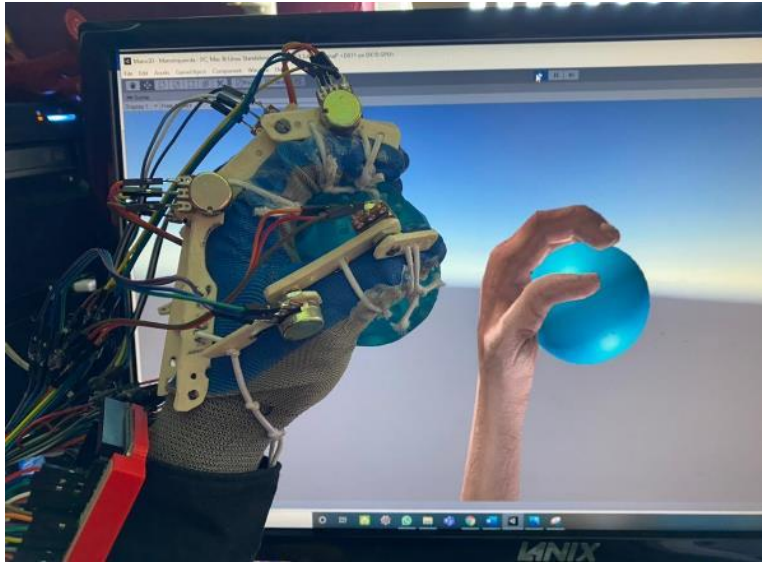


Figura 14. Movimiento de agarre de una pelota y su representación virtual.

8. CONCLUSIONES

Un proceso de rehabilitación es necesario para todo paciente que cuente con una discapacidad o daño motriz en alguna extremidad como lo es la mano, ya que esta por ser una extremidad esencial adopta diversas formas y posiciones que le permiten a una persona interactuar con el entorno que la rodea. Generalmente, contar con una discapacidad en este miembro superior puede causarle al paciente deterioración física y emocional además de dificultad social y financiera.

Disponer de un prototipo de guante-exoesqueleto que sea de bajo costo, funcional y ergonómico, ofrece tanto al paciente como al fisioterapeuta una alternativa diferente en la elaboración y evaluación de la rehabilitación de la mano, integrando elementos basados en requerimientos de diseño otorgando un prototipo con un número de grados de libertad adecuados, la correcta selección de sensores con el fin de proporcionar la funcionalidad de seguimiento de movimiento deseable.

El sistema presentado, al brindar retroalimentación visual-virtual al paciente mediante retos que lo involucran en mayor grado de interacción y confianza en su rehabilitación, ofrece mediante un análisis de datos cuantitativos y cualitativos comparar la similitud o precisión de sus movimientos respecto a los movimientos esperados en una terapia, eliminando el tedio producido por la constante repetición de ejercicios donde la expectativa será que el paciente experimente una mejor interacción y obtención de resultados en comparación con las técnicas tradicionales de rehabilitación.

Como trabajo futuro queda como posibilidad el diseñar ejercicios en forma de juegos o retos atractivos y divertidos para el paciente, previamente valorados y asesorados por un fisioterapeuta para medir y almacenar los registros de los movimientos del paciente y su porcentaje de avance o recuperación en su rehabilitación. Otro aspecto es el incorporar

sensores que integren el seguimiento de los movimientos de abducción/aducción de la muñeca. Finalmente, es posible escalar el prototipo de guante-exoesqueleto para obtener un mejor seguimiento de los movimientos de flexión/extensión de cada una de las falanges de la mano humana sin perder el carácter de ser ergonómico, además de, aplicar el sistema a una muestra significativa de pacientes para su apreciación y evaluación en una evolución de mejora.

RECEIVED: OCTOBER, 2020

REVISED: MARCH, 2021

REFERENCIAS

- [1] ALCANTAR CALVILLO, J. J., PEÑALOZA-MENDOZA, G. R., MELGOZA RIVERA, P. Y., ARRIGA-LEAL, C., y MACIEL-MALDONADO, F. (2017): Enseñanza del Alfabeto Dactilológico

- Mediante el Empleo de LabVIEW y una Mano Robótica. **Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica**, 4, 261-264.
- [2] BAUTISTA-BAUTISTA, A., GARCÍA-MARTÍNEZ, M., y O., S.-G. (2017): Evaluación de la tarjeta raspberry-pi 2 modelo b como herramienta en sistemas de rehabilitación. **Journal CIM**, 5,
- [3] BOIAN, R., SHARMA, A., HAN, C., MERIANS, A., BURDEA, G., ADAMOVICH, S., y POIZNER, H. (2002): Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation. **Studies in health technology and informatics**, 64-77.
- [4] GUZMÁN, D., y LONDOÑO, J. (2016): Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. **Revista Mexicana De Ingeniería Biomédica**, 37, 271-285.
- [5] IMSS. (21 de 09 de 2020): Obtenido de <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/636GRR.pdf>
- [6] JAWORSKI, Ł., y KARPIŃSKI, R. (2017): Biomechanics of the human hand. **Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering**, 3, 28-33.
- [7] LAMBERCY, O., DOVAT, L., GASSERT, R., BURDET, E., TEO, C., y MILNER, T. (2007): A haptic knob for rehabilitation of hand function. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 15, 356-366.
- [8] MCCONNELL, A., MOIOLI, R., BRASIL, F., VALLEJO, M., CORNE, D., VARGAS, P., y STOKES, A. (2017): Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, 49, 449-460.
- [9] MECAFENIX, I. (23 de 09 de 2020): Ingeniería Mecafenix La enciclopedia de la ingeniería. Obtenido de <https://www.ingmecafenix.com/electronica/potenciometro/>
- [10] MORENO, F., JORDAN, O., ESMITT, R., CHRISTIAM, M., OMAIRA, R., JEANLIGHT, R., y SILVIO, Á. (2013): Un framework para la rehabilitación física en miembros superiores con realidad virtual. **Primera Conferencia Nacional de Computacion, Informatica y Sistemas**. Universidad Central de Venezuela. Venezuela.
- [11] PEÑA PITARCH, E., TICÓ FALGUERA, N., LÓPEZ MARTÍNEZ, J. A., ABENOZA GUARDIOLA, M., y ROMERO CULLERÉS, G. (2012): Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza. **Ortoprotésica**, 76, 1-6.
- [12] PRONATO, H., y PANGGABEAN, F. M. (2019): Increase The Interest In Learning By Implementing Augmented Reality: Case studies studying rail transportation. **Procedia Computer Science**, 157, 506-513.
- [13] RESTREPO MUÑOZ, V. P. (2009): **Aplicación y Comparación de la Metodología de Diseño Top Down y Bottom Up**. Bachelor's thesis, Universidad EAFIT.
- [14] SARAKOGLU, I., TSAGARAKIS, N., y CALDWELL, D. (2004): Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)**(IEEE Cat. No. 04CH37566), 3, 2973-2978.
- [15] SCHWARZ, R., Y TAYLOR, C. (1995): The anatomy and mechanics of the human hand. **Artificial limbs**, 2, 22-35.
- [16] TENESACA, D. A., y ZEAS, D. M. (2011): Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del alfabeto dactilológico universal para personas sordomudas. **Ingenius** 6, 69-86.
- [17] VELARDE, M., PERUGACHI, E., ROMERO, D., SAPPA, A., y VINTIMILLA, B. (2015): Análisis del movimiento de las extremidades superiores aplicado a la rehabilitación física de una persona usando técnicas de visión artificial. **Revista Tecnológica-ESPOL**, 28, 1.
- [18] YAP, H., KHIN, P., KOH, T., SUN, Y., LIANG, X., LIM, J., Y YEOW, C. (2017): A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients. **IEEE Robotics and Automation Letters**, 2, 1383-1390.
-