

<https://doi.org/10.15332/iteckne.v18i1.2539>

Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación del movimiento flexo-extensor del codo

Development of an exoskeleton for the rehabilitation of the flexo-extensor movement of the elbow

PUBLICACIÓN ANTICIPADA

El Comité Editorial de la revista ITECKNE aprueba la publicación anticipada del presente manuscrito dado que ha culminado el proceso editorial de forma satisfactoria. No obstante, advierte a los lectores que esta versión en PDF es provisional y puede ser modificada al realizar la Corrección de Estilo y la diagramación del documento.

ACCEPTED FOR PUBLICATION

The Editorial Board of ITECKNE journal approves the early publication of this manuscript since the editorial process has been satisfactorily completed. However, it warns readers that this PDF version is provisional and may be modified by proof-reading and document layout processes.

Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación del movimiento flexo-extensor del codo

Development of an exoskeleton for the rehabilitation of the flexo-extensor movement of the elbow

¹Ricardo Andres Diaz Suárez, ²Leidy Tatiana Moreno Moreno, ³Marlon Andres Sanjuan Vargas, ⁴Carlos Alberto Prada Garcia, ⁵Luis Dalmiro Torres.

¹Universidad Manuela Beltran; diaz@docentes.umb.edu.co

²Universidad Manuela Beltran; leidy.moreno@academia.umb.edu.co

³Universidad Manuela Beltran; marlon.sanjuan@academia.umb.edu.co

⁴Universidad Manuela Beltran; carlos.prada@academia.umb.edu.co

⁵Universidad Manuela Beltran; Luis.torres@docentes.umb.edu.co

RESUMEN

En este trabajo de investigación se presenta el desarrollo de un dispositivo electro-mecánico para la rehabilitación del movimiento flexor-extensor del codo con potencial rehabilitatorio. Para la elaboración de este prototipo se diseñó y construyó una articulación del codo el cual permite realizar movimientos de 0° a 120°. El diseño del sistema de engranaje se realizó utilizando el software Solid Edge a partir de una selección previa del motor de paso que ofreciera el torque suficiente para lograr la flexión y extensión del codo, seguidamente para la construcción de este sistema se utilizó una impresión 3D en PLA. Dicho sistema se acoplo a un sistema estabilizador de brazo con bisagra. El prototipo se opera desde un aplicativo software en Android utilizando el IDE MITapp inventor, que le envía la angulación deseada a un dispositivo arduino el cual implementa un sistema de control digital. Para mejorar la percepción de la terapia con el exoesqueleto se elaboró un aplicativo software de telerehabilitación utilizando el IDE processing y el dispositivo de reconocimiento corporal Kinect, el cual guía al paciente en una terapia interactiva donde realizan la rehabilitación del movimiento de flexión y extensión guiando un objeto virtual de un ángulo a otro.

Palabras clave: Codo; Exoesqueleto; Movimiento; Rehabilitación.

ABSTRACT

In this research work, the development of an electro-mechanical device for the rehabilitation of the flexor-extensor movement of the elbow with rehabilitative potential is presented. For the development of this prototype, an elbow joint was designed and built which allows movements from 0 ° to 120 °. The design of the gear system was carried out using Solid Edge software from a previous selection of the step motor that offered enough torque to achieve flexion and extension of the elbow, then for the construction of this system a 3D printing was used in PLA. This system was coupled to a hinged arm stabilizer system. The prototype is operated from a software application on Android using the IDE MITapp inventor, which sends the desired angulation to an Arduino device which implements a digital control system. To improve the perception of exoskeleton therapy, a telerehabilitation software application was developed using IDE processing and a Kinect body recognition device, which guides the patient in an interactive therapy where they perform the rehabilitation of flexion and extension movement by guiding a virtual object from one angle to another.

Keywords: *Elbow; Exoskeleton; Movement; Rehabilitation.*

INTRODUCCIÓN

La robótica ha incursionado ampliamente en la medicina, particularmente en el área de la fisioterapia asistida donde utilizando exoesqueletos o sistemas electro-mecánicos se estimulan diversos movimientos en las articulaciones lo cual ha resultado muy importante cuando existe una elevada pérdida muscular, dolor excesivo, afectaciones de nervios y adherencias en las articulaciones, donde se ha demostrado que el paciente puede recobrar la movilidad de sus extremidades con mayor facilidad eficiencia y en un menor tiempo [1].

Los exoesqueletos para rehabilitación son dispositivos que permiten adaptar un robot manipulador a una extremidad del cuerpo con el fin de realizar procesos terapéuticos que brindan al paciente soporte durante rutinas de rehabilitación determinadas[2]. Actualmente en Colombia existen pocos centros de rehabilitación física de alta tecnología, que incorporan dispositivos robóticos para la intervención terapéutica de pacientes favoreciendo el arco de movilidad de las articulaciones de los miembros superiores e inferiores, esto contrasta con el gran número de pacientes que requieren rehabilitación asistida para sus tratamientos. Por esto se hace necesario desarrollar tecnología regional en área de la robótica de rehabilitación que brinde soporte en los procesos terapéuticos asociado al movimiento flexo-extensor del codo.

METODOLOGÍA

En la primera fase se expone los aspectos antropométricos para el diseño del exoesqueleto seguidamente a partir de esta información se realizaron los cálculos del torque para la flexo-extensión del codo, en la segunda fase posteriormente se realizó el CAD del sistema mecánico de bisagra de acuerdo al tamaño del servomotor y al sistema de palanca que se requiere para lograr la flexo-extensión del codo, en la tercera fase se presenta el modelo cinemático del sistema, en la cuarta fase se presenta el sistema de control elaborado en la quinta fase se presenta el aplicativo móvil elaborado, en la sexta fase se presenta la inclusión de un entorno virtual parametrizado con el dispositivo Kinect para la realización de las rutinas de rehabilitación,

Primera fase antropometría.

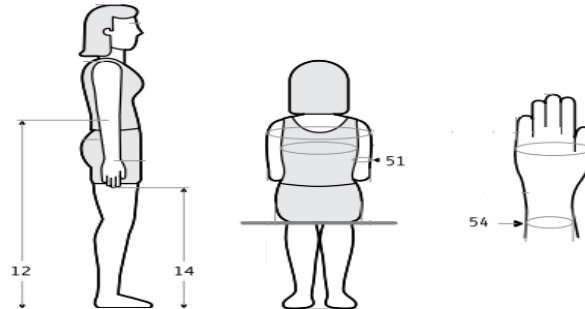
Para el cálculo de los datos antropométricos correspondientes al miembro superior, se consideró el estudio [3]. donde se realizaron una muestra poblacional de 2100 trabajadores colombianos, hombres y mujeres, en edades entre los 20 y 59 años, A continuación, en la tabla 1 se presenta un resumen de las medidas antropométricas de la población colombiana con los rangos máximos y mínimos de este estudio, con el fin de poder adaptar este exoesqueleto tanto para hombres como mujeres. En la figura 1 se presentan algunas de las dimensiones antropométricas obtenidas.

Tabla 1. Dimensiones Antropomórficas de sexo femenino edad 20-59 años. Fuente: [3].

Id	Dimensiones	Mínimo	Máximo
1	Masa corporal (Kg)	46,7	87,8
2	Estatura (cm)	146,7	179,2
12	Altura radial	102,5	115
14	Altura dactilea dedo medio	62,6	69,9
30	Anchura biepicóndilo del húmero (codo)	5,5	7,4
51	Perímetro brazo flexionado y tenso	23,5	35,5

52	Perímetro brazo medio y relajado	23,4	34,1
53	Perímetro del antebrazo	20,9	29,8
54	Perímetro de la muñeca	15,6	18,3

Figura 1. Parámetros estudio antropométrico. Fuente: [3]



Segunda fase cálculo del torque.

Para la selección del motor se realizó un diagrama de cuerpo libre (ecuación 1) con el fin de determinar el torque necesario para levantar el segmento antebrazo-mano, teniendo en cuenta los parámetros obtenidos en el estudio antropométrico de la población colombiana se determinó que el largo del antebrazo y la mano es 0,451m y el peso del segmento del Antebrazo-Mano es 2,5462 Kg correspondiente el 2.9% del peso corporal (dato obtenido del estudio antropométrico de la población colombiana relación de peso corporal antebrazo mano de varios autores), posterior a esto se realizó la simulación en el software SOLIDWORKS del antebrazo, la mano y el soporte de exoesqueleto para determinar el centro de gravedad cuyos datos dieron como resultado que el centro de gravedad se encuentra ubicado a 27.40 cm del sistema de referencia. A continuación, se presenta el esquema realizado en SOLIDWORKS, los datos obtenidos en este software y los cálculos realizados para determinar el torque.

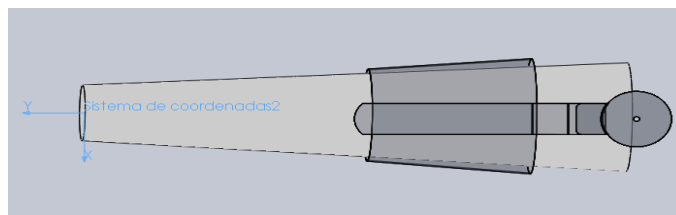


Figura 2. Simulación segmento Antebrazo-Mano solid Word- Fuente: Autores del proyecto.

$$\begin{aligned}
 \Sigma M &= 0 \\
 M_{Codo} - (25,462N + 4,56N)(0,177 m) &= 0 \\
 M_{Codo} &= 5,3138 N.m \\
 M_{Codo} &= 54,1856 Kg.cm
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Exoesqueleto para la flexo-extensión del codo.

- a) El exoesqueleto compuesto por el sistema rotor y la tarjeta electrónica que permite el control de los ángulos.

b) Algoritmo de control.

c) Sensor, potenciómetro interno del servomotor que permite conocer el posicionamiento del exoesqueleto.

Entre las características del exoesqueleto se tienen dos servomotores Dservo Ds3225, cuyo par máximo es de 25 kg*cm, un sistema rotor compuesto por tres engranajes con una relación de 1 a 1,5 y un potenciómetro interno ubicado en el interior del servomotor. Los servomotores son controlados a partir de una tarjeta Arduino Uno el cual permite el control de posición.

Cinemática del exoesqueleto para la flexo-extensión del codo.

Con el fin de facilitar el análisis cinemático se considera al exoesqueleto como un péndulo robot de un grado de libertad, que es un caso especial del robot antropomórfico de 3 grados de libertad, está compuesto por un servomotor y una barra metálica l_1 que es sometida al fenómeno de gravedad, para el desarrollo del presente modelo se consideraron los parámetros Denavit-Hartenberg que se encuentran especificados en la Tabla 2.

Tabla 2. Parámetros Denavit-Hartenberg

Eslabón	l	α	d	θ
1	l_1	0	β_1	q_1

Fuente: Autores del proyecto

El modelo cinemático directo se obtiene a partir de la matriz de transformación homogénea H_0^1 descrita en la ecuación (1) en el marco teórico, las coordenadas del extremo final del péndulo dependen de la ubicación de la posición de casa $q_1 = 0$ ubicado en plano vertical $x_0 - y_0$, por lo tanto, la matriz $R_{z_0}(q_1)$ debe ser precedida por una rotación igual a $-\frac{\pi}{2}$ alrededor del eje z_0 , es decir:

$$R_0^1 = R_{z_0} \left(-\frac{\pi}{2} \right) \begin{bmatrix} \cos(q_1) & -\text{sen}(q_1) & 0 \\ \text{sen}(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

A continuación, se calculan las matrices H_0^1 dando como resultado las coordenadas del extremo final del péndulo respecto a la posición de casa, y al eje negativo y_0 :

$$\begin{aligned} H_0^1 &= H_R(z_0, q_1) H_T(z_0, \beta_1) H_T(x_0, l_1) H_R(x_0, \alpha_1) \\ &= \begin{bmatrix} \text{sen}(q_1) & \cos(q_1) & 0 & 0 \\ -\cos(q_1) & \text{sen}(q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \beta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

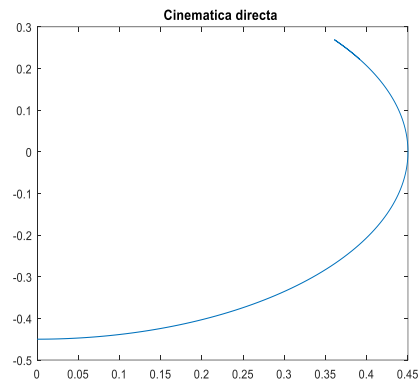
$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_1) & -\text{sen}(q_1) & 0 \\ 0 & \text{sen}(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \text{sen}(q_1) \\ -l_1 \cos(q_1) \\ \beta_1 \end{bmatrix} (3)$$

Simulación del espacio de trabajo

En la simulación se puede observar los movimientos de flexión y extensión del codo en un rango de 0° a 120° ambos movimientos se realizan en el plano sagital, la longitud máxima del antebrazo es 0.451 m (dato obtenido al restar el parámetro 12 y el 14 del estudio antropomórfico de la población colombiana), el centro de rotación (0,0) se encuentra ubicado en el codo y la posición de casa $q_1 = 0$ está ubicada en el eje vertical y_0 . A continuación, se presenta en la figura 6 la simulación obtenida.

Figura 4. Simulación espacio de trabajo.

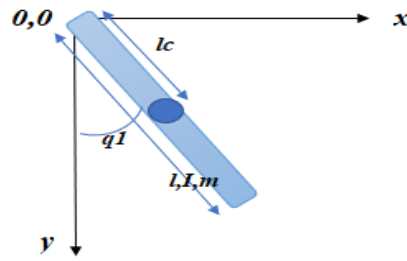


Fuente: Autores del proyecto.

Dinámica del exoesqueleto para la flexo-extensión del codo

A continuación, se desarrolla el modelo dinámico usando la metodología de Euler-Lagrange para sistemas no conservativos descrita en el marco teórico. En la figura 3 se presenta una gráfica simplificada del exoesqueleto de flexión y extensión de codo.

Figura 3. Grafica simplificada plano sagital exoesqueleto.



Fuente: Autores del proyecto

Donde

q_1 = Angulo de flexion y extension del codo

m = Masa de antebrazo y mano

l = Longitud del brazo y la mano

l_c = Longitud del centro de gravedad de la masa m

I = Momento de inercia del exoesqueleto a su centro de masa

g = Aceleracion de la gravedad dirigida al eje negativo

En el modelo dinámico del sistema tipo péndulo se utiliza la metodología de Euler-Lagrange, que aporta una descripción completa entre el par aplicado al servomotor y el movimiento de la estructura mecánica [4]. A continuación, se describen las ecuaciones las ecuaciones características:

$$L(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - U(q)$$

$$= \frac{1}{2} [ml_c^2 + I]\dot{q}^2 - mg l_c(1 - \cos(q)) \quad (4)$$

Donde $L(q, \dot{q})$ representa el Lagrangiano, $K(q, \dot{q})$ la energía cinética, $U(q)$ la energía potencial, \dot{q} velocidad angular, q la posición, m masa del exoesqueleto, brazo y mano humana (aproximación), I momento de inercia y g aceleración de la gravedad. Las ecuaciones de movimiento para el caso particular del péndulo robot adquieren la siguiente forma:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q}$$

$$\left[\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] = [ml_c^2 + I]\dot{q}$$

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] = [ml_c^2 + I]\ddot{q}$$

$$\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q} = mgl_c \text{sen}(q) \quad (5)$$

Donde τ es el par aplicado al servomotor, por lo tanto, el modelo dinámico del péndulo sin incluir el fenómeno de fricción está dado por:

$$\tau = [ml_c^2 + I]\ddot{q} + mgl_c \text{sen}(q) \quad (6)$$

RESULTADOS.

Prototipo CAD del exoesqueleto.

El prototipo propuesto posee un grado de libertad consiste en un soporte estabilizador de brazo con bisagra con el fin de adaptar el dispositivo a los diferentes tipos de brazos y dar comodidad al paciente (el soporte permite realizar los movimientos de flexión y extensión desde un ángulo de 0° a 120°), posterior a esto se realizó el diseño en el software solid Edge y la impresión 3D de 5 piezas en PLA bajo el proceso de modelado por deposición fundida (FDM), con espesor de 0.8mm, la base adaptada a las barras metálicas del soporte para brazo, las bases que sujetan los servomotores, los piñones y la caja que alberga todos los componentes electrónicos del Sistema. A continuación, en la figura 5 se presentan el prototipo propuesto y en la figura 6 se presenta la impresión acoplada al sistema estabilizador de brazo.

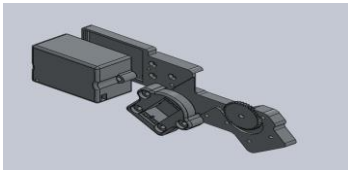
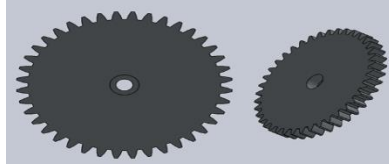


Figura 5. Modelo CAD y prototipo.



Fuente: Autores del proyecto



Figura 6. Impresión 3D

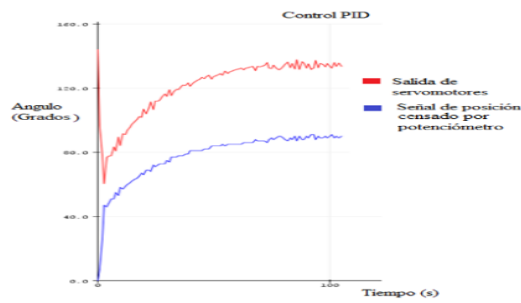


Fuente: Autores del proyecto.

Control del exoesqueleto

A partir de la Regla de sintonía de Ziegler-Nichols basada en la ganancia crítica K_{cr} y periodo crítico P_{cr} se estableció a través de la experimentación que el valor de la ganancia $K_{cr}=4$ y el periodo $P_{cr} = 2$ (dato obtenido al promediar 15 repeticiones del periodo de la señal durante un tiempo de 10 segundos), presentando como resultado los valores de $K_p=2.4$, $T_i = 1$ y $T_d = 0.25$ y los valores de $K_i = 2.4$ y $K_d = 0,6$, al realizar la experimentación con estos datos la salida del sistema oscilaba en rango de posiciones de 50° a 110° , por tanto se procedió a realizar un ajuste fino hasta determinar los valores apropiados de la ganancia proporcional, integral y derivativa que corresponden a los valores de $K_p=1$, $K_i = 0.1$ y $K_d = 0,5$ (la salida del sistema con estos valores se puede observar en la figura 7 donde la señal Setpoint= 90°).[5][6]

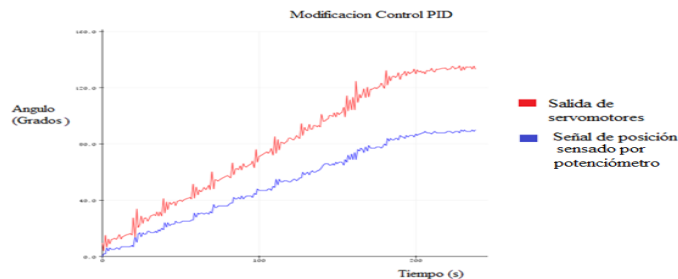
Figura 3. Control PID.



Fuente: Autores del proyecto

Con el fin de realizar terapias con una salida más lenta del sistema se realizó una modificación al código de control PID, el cual consiste en determinar una nueva variable i que realiza una acción de control cada 6 grados hasta llegar al ángulo indicado, se presenta en la figura 8 la salida del sistema con la modificación del código en donde se evidencia que el controlador tarda más tiempo en llegar a la posición deseada.

Figura 8. Control PID ajustado.



Fuente: Autores del proyecto

Control de lazo abierto con potenciómetro como sensor sin retroalimentación.

Para la realización de este sistema de control se hizo uso de la librería Servo.h de Arduino y el ciclo for con el fin de controlar una salida lenta que permita incorporar el término de Cinesiterapia pasiva forzada mantenida en donde se recomienda llevar el brazo a una posición articular y mantenerla por un tiempo de 20 segundos, con el fin de validar la posición del exoesqueleto se implementó un potenciómetro que inicia el censado cuando finaliza la acción de control con esto se garantiza que no tome ángulos indeseados. También se utilizó un goniómetro el cual mide de manera mecánica el ángulo alcanzado por el exoesqueleto, esta prueba fue realizada tres veces dando como resultado un error de 0.73 grados con el goniómetro y 1.61 grados con el potenciómetro.

Tabla 2. Promedio de los errores medidos entre el potenciómetro y el goniómetro

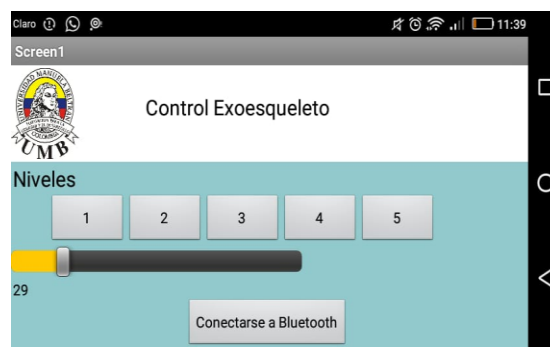
<i>Promedio de error</i>		
Pruebas	Potenciómetro	Goniómetro
Prueba 1	0,263157895	1,052631579
Prueba 2	1,105263158	1,894736842
Prueba 3	0,842105263	1,894736842
PROMEDIO	0,736842105	1,614035088

Fuente: Autores

Aplicativo móvil para Android para el ajuste del ángulo.

El aplicativo software para ajustar el ángulo del exoesqueleto se realizó con Mit AppInventor. En el aplicativo se posicionaron 5 botones que dirigen el exoesqueleto desde la posición de casa 0° hasta un ángulo determinado, este valor es comparado dentro del microcontrolador con la señal proveniente del potenciómetro acoplado a los engranajes y un botón para la selección del módulo bluetooth, en la interfaz de bloques se efectuó la programación de las señales que serán enviadas a la tarjeta Arduino Uno a través del módulo bluetooth HC06 por los puertos digitales 0 y 1. A continuación, en la figura 9 se presenta la interfaz gráfica de la aplicación. [7]

Figura 9. Aplicación Móvil.



Fuente: Autores del proyecto

Terapias interactivas

Las terapias de rehabilitación se complementaron con el uso de una interfaz interactiva buscando generar una realidad virtual para el paciente buscando potencializar la terapia. En la realización de las terapias interactivas se utilizó la librería J4K de processing, el cual permite convertir los datos recibidos por el sensor del Kinect en un objeto de esqueleto, el objetivo de este ejemplo es tomar la manzana con el brazo izquierdo y desplazarla hasta ubicarla en el mismo punto, este ejemplo fue modificado para llevar la manzana de una posición a otra utilizando los movimientos de flexión y extensión del codo, además de esto el programa muestra el ángulo entre el brazo y el antebrazo mientras se realiza el ejercicio otra de las ventajas que otorga esta interfaz es el cálculo del ángulo del brazo y antebrazo a partir de la información vectorial espacial. A continuación, se presenta en la figura 10 la ejecución del programa.[8] [9]

Figura 10. Interfaz elaborada.



Fuente: Autores del proyecto.

Conclusiones.

Se elaboró un modelo funcional de exoesqueleto que brinda soporte y comodidad en las terapias y se adapta a cualquier tipo de brazo de adultos que no excedan una masa corporal de 80 kg, el exoesqueleto permite realizar los movimientos de flexión y extensión del codo en un rango articular de 0° a 120° lo cual brinda una rehabilitación óptima y una ganancia de arco de movimiento, además sirve como base para trabajos futuros de investigación en el área de rehabilitación robótica e ingeniería de control.

Se validaron tres sistemas de control dando como resultado que el sistema que mejor se adapta a este proyecto es el sistema de lazo abierto con potenciómetro sin retroalimentación, puesto que permite controlar la variación del ángulo de forma lenta y sin fluctuaciones e incorporar el concepto de cinesiterapia pasiva forzada mantenida tal como lo necesita esta terapia ya que el músculo a rehabilitar se encuentra retraído y cualquier movilización rápida puede causar graves consecuencias para el arco de movimiento del paciente.

Se desarrolló una serie de juegos en el software processing que permiten la realización de terapias interactivas dando como resultado un error de 0.263° en la validación del ángulo en la realización del movimiento de flexión y extensión del codo.

A partir de las pruebas realizadas con el exoesqueleto se determinó el dispositivo cumple con las características planteadas en cuanto a precisión en los ángulos ya que posee un error aproximado en su funcionamiento de $0,736^{\circ}$ medido con potenciómetro y $1,6140^{\circ}$ medido con goniómetro.

Se propone mejorar el diseño del exoesqueleto y realizar los engranajes en otro material puesto que al someter al exoesqueleto a cargas pesadas los engranajes sufren desgaste y fracturas limitando la vida útil del dispositivo.

Referencias

- [1] F. Reyes Cortés, Robotica : control de robots manipuladores. Marcombo, 2011.
- [2] M. Alejandro Chávez Cardona Ψ , F. Rodríguez Spitia, and A. Baradica López, “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación Exoskeletons to Enhance human capabilities and support rehabilitation: a state of the art.”
- [3] L. Roselia, P. León, E. Luz, and G. Muñoz, “Rosalío Ávila Chaurand Dimensiones antropométricas de población latinoamericana.”
- [4] F. R. Cortés, Matlab aplicado a robótica y mecatrónica, 1a ed.
- [5] P Hidalgo, P Berenguer. Introducción a los sistemas de control y modelado matematico para sistemas lineales e invariantes en el tiempo. 2007
- [6] P. Bermúdez, E. Matía, F. Pearson, Ingeniería de control moderna. 2010
- [7] App Inventor <https://sites.google.com/site/appinventormegusta/primeros-pasos>
- [8] Java for Kinect (J4K) Library. (n.d.). Retrieved August 23, 2019.
- [9] Gutiérrez, D. R. Estudio cinemático del cuerpo humano mediante el kinect. Universidad Politecnica de Madrid. Escuela tecnica de telecomunicaciones. (2013)

