

Sistema De Rehabilitación De Miembro Superior Derecho Para Pacientes Con Parálisis Cerebral Espástica.

Upper Limb Rehabilitation System For Spastic Cerebral Palsy Patients.

Niño C. Bryan F., Mañosca A. Laura A., Hernández B. Rubén D.

*Departamento de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ingeniería Campus Nueva Granada
Semillero de investigación Inmed, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia,
est.bryan.nino, est.laura.manosca, ruben.hernandez{@unimilitar.edu.co}*

Resumen—*En este artículo se presenta el diseño de un sistema de rehabilitación física para adolescentes con limitaciones físicas que padecen parálisis cerebral espástica de nivel II Y III, con el fin de determinar la eficacia de dispositivos robóticos de asistencia, como mecanismo de rehabilitación para miembros superiores, brindando posibles soluciones que permitan mejorar la movilidad y reducir la rigidez muscular a partir de terapias repetitivas, aportando al mejoramiento de motricidad gruesa. Para el desarrollo este estudio se diseñó un robot con 6 grados de libertad en el software Solidworks®, posteriormente se realiza un análisis matemático para evidenciar la funcionalidad del sistema robótico, mediante método de cinemática directa e inversa, y finalmente se realizan simulaciones de prueba desarrolladas en los software Matlab® y Webots®, donde se evidencia que el comportamiento del robot es seguro para el paciente y aporta a la rehabilitación del mismo.*

Palabras clave— *Rehabilitación, robot de asistencia, parálisis cerebral.*

Abstract—*This article presents the design of a physical rehabilitation system for adolescents with physical limitations who will suffer from spastic cerebral palsy of level II and III, in order to determine the effectiveness of assistive robotic devices, as a rehabilitation mechanism for upper limbs, providing possible solutions that improve mobility and reduce muscle stiffness from repetitive therapies, contributing to the improvement of gross motor skills. For the development of this study, a robot with 6 degrees of freedom was developed in the Solidworks® software, later a mathematical analysis was carried out to demonstrate the functionality of the robotic system, using the direct and inverse kinematics method, and finally test simulations were carried out. in the Matlab® and Webots® software, where it is evident that the behavior of the robot is safe for the patient and contributes to its rehabilitation.*

Keywords-- *Rehabilitation, assistive robot, cerebral palsy.*

I. INTRODUCCIÓN

La parálisis cerebral (PC) es una enfermedad que afecta la movilidad y la postura, dando como resultado restricciones para llevar una vida cotidiana normal y autónoma, adicional a esto existen problemas que se pueden derivar de la parálisis cerebral, una de ellas es la espasticidad. La espasticidad se define como rigidez muscular que se genera debido al aumento de tono en los músculos limitando aún más la libertad del movimiento en miembros superiores e inferiores [1], se

presenta en el 80% de los casos de parálisis cerebral [2]; actualmente en Colombia existe una prevalencia de 2 casos por cada 1000 niños nacidos vivos, esta misma tendencia la tienen países en vía de desarrollo [3]. Para clasificar la parálisis cerebral se utiliza el método de Escala Gross Motor Function System (GMFS), el cual identifica en 5 grados la afectación en la función motora gruesa, siendo la de nivel I una movilidad limitada pero con un grado de 70% de movimiento en sus miembros, a medida que aumenta el nivel implica que se reduce la libertad de movimiento de la persona, en el nivel V indica que la movilidad es extremadamente limitada tan solo un 5% movilidad en sus miembros tiene el paciente, esto requiere que la persona use sillas de ruedas o dispositivos de asistencia permanente en su vida diaria [4] [5]. Las personas que padecen PC en muchas ocasiones requieren de métodos invasivos como cirugías y la ingesta de medicamentos con el objetivo de reducir la espasticidad, sin embargo estos tratamientos pueden generar fuertes efectos adversos. Según la Asociación Pediátrica Española, el consumo de medicamentos trae consigo efectos secundarios como daños en el sistema renal, alteraciones nerviosas, daños órganos como en el hígado, páncreas y corazón [6]. Por esta razón actualmente el área de la salud está generando todo tipo de herramientas tecnológicas apoyo para la rehabilitación que sean lo menos invasivas posibles y que brinden los mismo o mejores resultados.

Para evidenciar que existen resultados favorables en los procesos de rehabilitación motora se utiliza como base la neuroplasticidad, se ha tenido muchas definiciones a lo largo del tiempo, una de ellas es la emitida por la Organización Mundial de la Salud (OMS), que la define como “*la capacidad que poseen las células del sistema nervioso para regenerarse morfológica y funcionalmente, después de estar sujetas a influencias patológicas ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades*” [7]. Actualmente la definición oficial es: “*la aptitud del Sistema Nervioso Central con la posibilidad de modificarse para regenerar conexiones nerviosas en respuesta a una información nueva*” [8]. Dicha información nueva son movimientos repetitivos que se llevara a cabo en la rehabilitación de miembro superior, para ello se realiza un análisis anatómico de los músculos que se involucran en los movimientos del tren superior, por ejemplo, cuando se realiza flexión y extensión del codo, se involucran los músculos Bíceps Braquial y el tríceps Braquial respectivamente, mientras

en la flexión del hombro se involucran los músculos, deltoides y bíceps braquial, y para la extensión del hombro se involucran los músculos deltoides y tríceps braquial [9] [10] [11].

Esta investigación tiene como objetivo, diseñar un sistema de rehabilitación no invasivo de miembro superior derecho para personas con PC espástica, comprendidas en las edades de 8-18 años llevando a cabo movimientos repetitivos que permitan fortalecer la sinapsis, y a su vez favorecer la neuroplasticidad motora, para llevar a cabo estos movimientos se utilizara el diseño de un robot con 6 grados de libertad, que en este caso simulara dos movimientos, flexión y extensión del hombro y del codo.

Las limitaciones se presentan en la población que se someterá al proyecto dado que por condiciones éticas y tiempo, no se contarán con pacientes PC, además se deberá tener autorización tanto de la Universidad así como también de sus padres, en este sentido se contará con pacientes sanos entre este rango de edad, para llevar más adelante una comparativa de mejora, también se tiene un límite en la implementación económica del proyecto, como el acceso a la construcción del robot

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de esta investigación se plantea una serie de etapas como se observa en la figura 1, para dar una guía sobre los pasos a seguir para poder diseñar, simular y ejecutar el sistema de rehabilitación además de cumplir con el objetivo del proyecto.

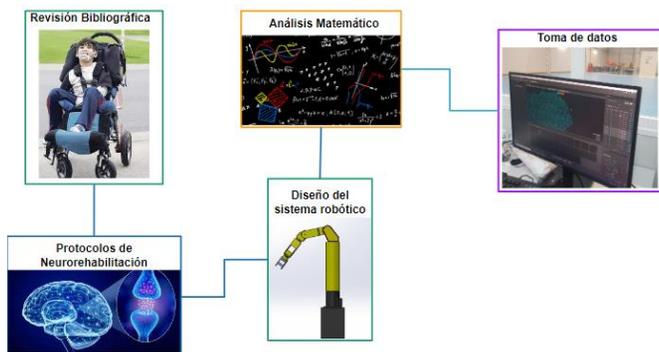


Fig. 1. Metodología de investigación

En primer lugar se realiza una revisión de la bibliografía, para comprender a profundidad la patología y que implicaciones posee para las persona que padecen PC, en esta fase se logra evidenciar que una de las condiciones que más afecta a las personas con parálisis cerebral es la espasticidad [1] [2]. La segunda fase es el análisis de protocolos de neurorehabilitación, donde se selecciona la neurorrehabilitación motora para lo cual se estipula que el tiempo apropiado para obtener adherencia terapéutica (grado de comportamiento de una persona a un sesión de terapia) esperada es de 8 semanas, con ciclos repetitivos de un tiempo máximo de 25 minutos de entrenamiento durante las primeras 4 semanas, que podrán aumentar según el criterio del profesional que lidera la rehabilitación [12] [13].

La tercera fase corresponde al diseño del sistema robótico. En esta fase se tiene en cuenta la información recopilada en la primera fase, ya que los movimientos del cuerpo humano se dan gracias a las propiedades elásticas de los músculos los cual permiten que se contraigan y se relajen, pero cuando una persona padece de espasticidad, implica que hay un cambio en estas propiedades elásticas, esto significa que el grado de libertad de movimiento se reduce, en este análisis se selecciona la articulación del codo y el hombro y también se seleccionan los movimientos a ejecutar, para fines de esta investigación se escogió el movimiento de remo, que involucra la extensión y flexión tanto del codo como del hombro[20].

Como se observa en la figura 2, dadas las condiciones de los usuarios se propone que el entrenamiento se lleve con el paciente sentado. Como se menciona anteriormente para este estudio se propone que la rehabilitación se realice en las articulaciones del hombro y del codo, con movimientos de flexión y extensión, ya que permiten la activación de los músculos bíceps, el tríceps, y el deltoides.

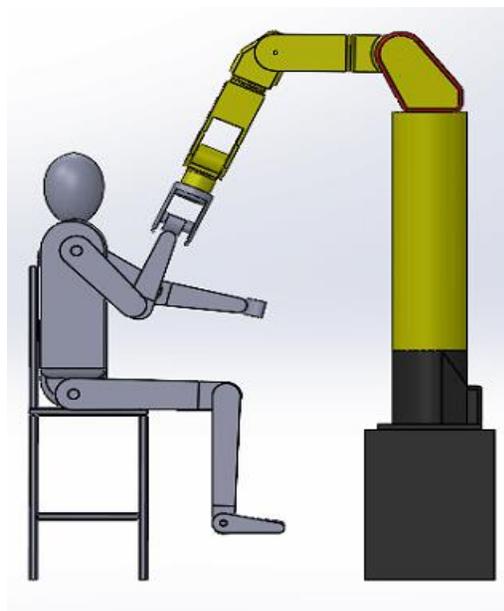


Fig. 2. Simulación de Robot de rehabilitación en Solidworks®

Como se observa en la figura 3, el diseño del robot cuenta con 6 grados de libertad, este diseño se realizó en el software SolidWorks®. El diseño tiene 1.02 m de altura en la primera articulación desde la base, la segunda articulación tiene 0.07 m medidos desde la segunda a la tercera articulación, la tercera articulación tiene 0.3m desde la tercera a la cuarta articulación, la cuarta tiene 0.33m desde la cuarta a la quinta articulación, finalmente la quinta articulación tiene 0.22m desde la quinta articulación al efector final, cada medición de longitud, como efector final el diseño tiene un punto muñeca.

Como se observa en la figura 1, la cuarta fase corresponde al análisis matemático del sistema robótico, para lo cual es necesario realizar cinemática directa y cinemática inversa.

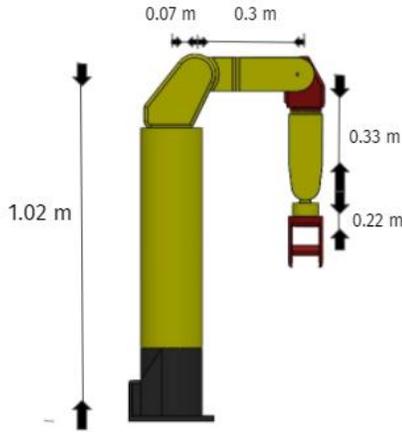


Fig. 3. Medidas del robot

Como se observa en la figura 4, se procedió a colocar los sistemas de referencia en cada articulación y la dirección del eje de rotación, para poder ubicar cada sistema se utiliza el método de Denavit-Hartenberg [13]. Para esto, se sitúan todos los ejes del plano en z, de tal forma que indique la rotación de cada uno de los eslabones. Una vez que se tienen los sistemas de referencia se procede a realizar el análisis de grados de libertad y distancias como se observa en la tabla 1, donde se identifican 4 parámetros $(\theta_i, d_i, a_i, \alpha_i)$.

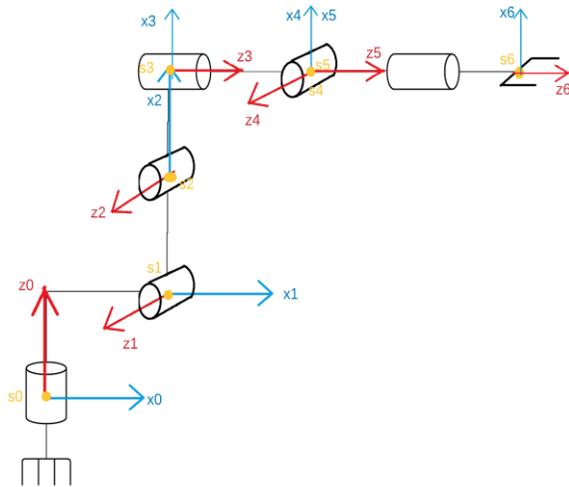


Fig. 4. Sistema de Referencia

Tabla 1. Denavit- Hartenberg

Art.	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	0°	d1	a1	90°
2	90°	0	a2	0°
3	0°	0	0	90°
4	0°	d4	0	-90°
5	0°	0	0	90°
6	0°	d6	0	0

De acuerdo con los datos de la tabla 1, la primera columna (Art.) corresponde a las articulaciones del robot que en este caso son 6 grados de libertad, la segunda columna corresponde a θ_i , este parámetro es el ángulo que se forma entre la articulación del eje x_{i-1} (del sistema de referencia) al eje x_i con respecto al eje z_{i-1} , la tercera columna corresponde a d_i , este parámetro es la distancia desde el origen del sistema de referencia $(i-1)$ -ésimo, hasta el punto donde se intersecan el eje $z_{(i-1)}$ con el eje $x_{(i)}$ a lo largo del eje $z_{(i-1)}$. La cuarta columna corresponde al parámetro a_i , este parámetro es la distancia de separación que hay desde la intersección del eje $z_{(i-1)}$ con el eje $x_{(i)}$, hasta el origen del sistema de referencia i -ésimo a lo largo del eje $x_{(i)}$, finalmente en la columna 5, está ubicado el parámetro α_i , este es el ángulo de separación que se forma entre el eje $z_{(i-1)}$ al eje $z_{(i)}$, con respecto al eje $x_{(i)}$. Los parámetros hallados por cinemática directa permiten construir la matriz de transformación homogénea que se observa en la ecuación 1, esta matriz permite hallar los valores de rotación, translación y perspectiva del robot [13]. Esta matriz se desarrolla para cada una de las articulaciones.

$$\begin{bmatrix} C\theta_i & -s\theta_i C\alpha_i & s\theta_i s\alpha_i & a_i C\theta_i \\ s\theta_i & C\theta_i C\alpha_i & -C\theta_i s\alpha_i & a_i s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (Ec.1)$$

Posteriormente la matriz transformación se implementa en un algoritmo en el software Matlab®, permitiendo evidenciar el espacio de trabajo que posee el robot. Además, se utiliza como método de verificación y comparación en la posición inicial $(0, 0, 0)$, con el robot diseñado en Solidworks®, como se observa en la figura 5.

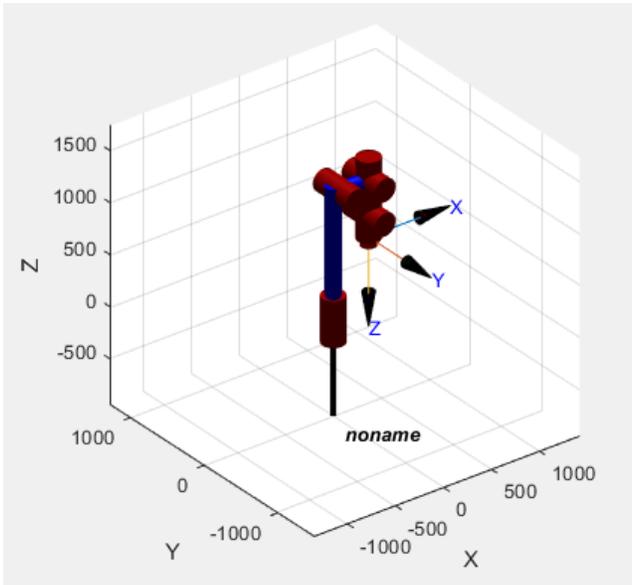


Fig. 5. Robot en Matlab®

Una vez que se verifica que la posición inicial del robot es acorde con el planteamiento matemático se procede a exportar el diseño desde Solidworks® al software Webots®.

Como se observa en la figura 1, la última fase es la toma de datos. Para esto es necesario la implementación de los principios de éticos, para lo cual se utiliza la declaración de Helsinki [14] como herramienta ética para la participación voluntaria durante el desarrollo de esta investigación que en este caso es la población infantil teniendo en cuenta el literal 25,26 y 27.

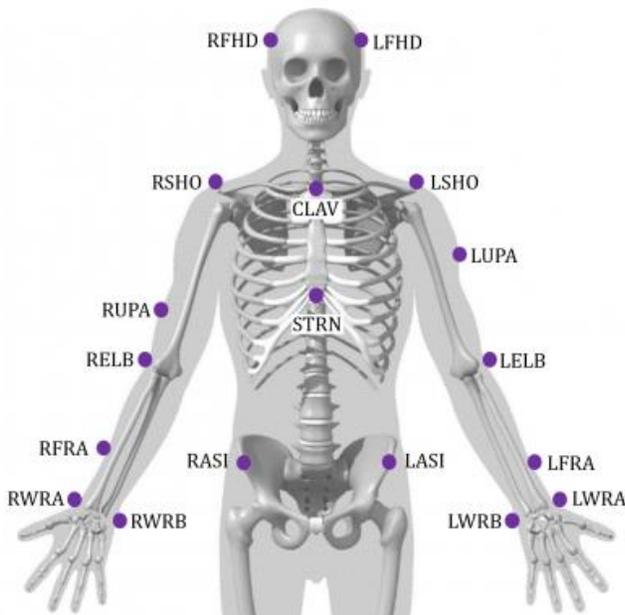


Fig. 6. Posicionamiento de marcadores. [14]

Como se observa en la figura 6, para lograr obtener la trayectoria es necesario ubicar diferentes marcadores en el tren

superior, en este caso los marcadores más relevantes son LHSO, RSHO, RUPA, LUPA, RELB y LELB con ayuda de 8 cámaras, y sensores de movimiento se logrará capturar los puntos de trayectoria del brazo cuando realiza flexión y extensión de las articulaciones del hombro y el codo y movimiento de abducción y aducción del brazo.



Fig. 7. Toma de trayectoria de flexión y extensión del hombro y codo.

Como se observa en la figura 7, posteriormente se realizó una toma de datos en el laboratorio de movimiento y captura de la Universidad Militar Nueva Granada con ayuda de las cámaras Prime 41 gama alta de la Empresa Estadounidense OptiTrack®. Ya que el número de fotogramas por segundo es alto hay una mayor definición en el movimiento de la persona, con el fin de obtener la trayectoria de movimiento que se ejecuta cuando se realizan los movimientos de flexión y extensión del codo (movimiento de remo) y los movimientos de abducción y aducción horizontal, con el objetivo de conocer el rango de movimiento de las articulaciones.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A. Simulación

Como se observa en la figura 8, el robot es importado desde Solidworks® al entorno de Webots®, desde la posición que se fijó como posición inicial. Para este caso se realizó la programación del robot mediante Python®, para lograr el movimiento de cada articulación, para lo que fue necesario implementar el método de Newton-Raphson (cinemática directa) [19] como algoritmo, aplicando las ecuaciones de cinemática directa obtenidas en Matlab®, el programa que se realiza se da como entrada la posición $[X, Y, Z]$ dicha posición es la posición final donde va a llegar el efector final de robot, siempre y cuando este dentro de su espacio de trabajo, en el programa de Webots® la variable de entrada al programa son la pulsación de 6 distintas teclas que representan el movimiento de robot en los ejes positivos o negativos de $[X, Y, Z]$, se implementó una planeación de trayectoria en este caso la abducción y aducción del hombro.

El sistema robótico simula el movimiento de abducción y aducción del hombro, pero también realizará el movimiento de flexión y extensión del hombro (movimiento de remo), en este

caso estos son los movimientos que se seleccionaron para trabajar como rehabilitación de miembro superior, estos movimientos permiten que todo el brazo ejecute una acción al mismo tiempo sin afectar al paciente, esta trayectoria se ejecuta de forma lenta y repetitiva dadas las condiciones y necesidades del paciente.

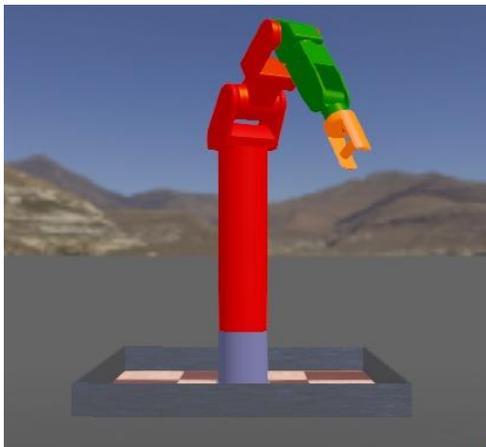


Fig. 8. Robot en Webots®

B. Planeación de Trayectorias

Como se mencionó anteriormente, se realizó una toma de datos, para tener una aproximación de la trayectoria de abducción y aducción del hombro que realiza el miembro superior para esto fue necesario exportar los datos obtenidos en el laboratorio de movimiento y captura, e importarlos a Matlab® con el fin de realizar un análisis de gráficos y realizar una aproximación de las posiciones que toma el brazo en determinado tiempo cuando se realizan los movimientos de flexión y extensión en las articulaciones del hombro.

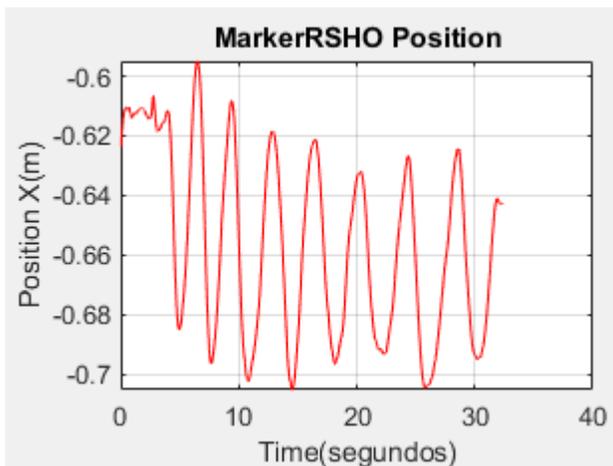


Fig. 9. Extensión y Flexión del movimiento de remo a lo largo del eje X

Como se observa en la figura 9, la gráfica del movimiento del remo a lo largo del eje X según el punto de referencia del software de OpticTrack®, ubicado en la posición donde se para el paciente de la figura 6, el movimiento del marcador ubicado en el hombro es oscilante, entre valores en 0 segundos el valor

en X es de -0.62 m es negativo debido al sentido y ubicación del sistema general de referencia del laboratorio, y en 14.45 segundos alcanza el máximo desplazamiento que realizó el hombro en el momento que realiza el movimiento de extensión y en 6.47 segundos alcanza el mínimo desplazamiento que realiza el hombro en el momento que realiza el movimiento de flexión.

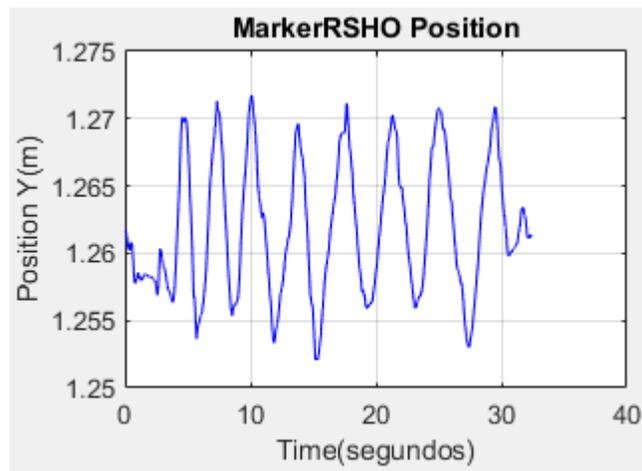


Fig. 10. Extensión y Flexión del movimiento de remo a lo largo del eje Y

Como se observa en la figura 10, la gráfica del movimiento del remo a lo largo del eje Y en ella se observa el movimiento del marcador ubicado en el hombro y que tanto se mueve, en 0 segundos el valor en Y es de 1.26 m es positivo debido al sentido y ubicación del sistema general de referencia del laboratorio, en este caso el movimiento del marcador ubicado en el hombro es leve y no varía tanto dado que esa distancia se mide normal a la superficie del laboratorio y dado que el movimiento se ve mejor en el codo, el marcador en el hombro no variará mucho su valor.

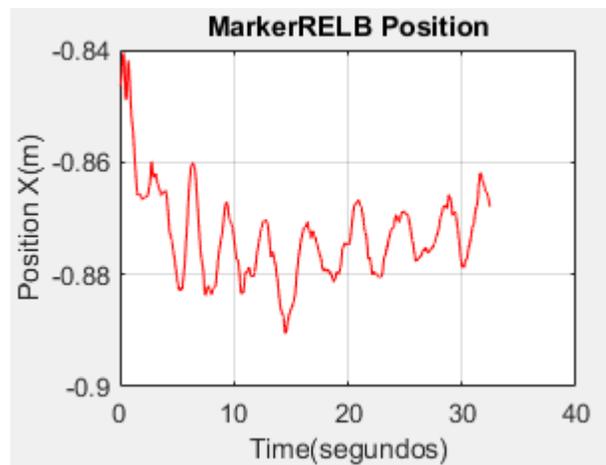


Fig. 11. Extensión y Flexión del movimiento de remo a lo largo del eje X.

Como se observa en la gráfica de la figura 11, la gráfica del movimiento del remo a lo largo del eje X, evidencia el desplazamiento del marcador ubicado en el codo, en 0 segundos el valor en X es de -0.84 m es negativo debido al sentido y

ubicación del sistema general de referencia del laboratorio de la Universidad, vemos que la actividad del marcador en el codo varia más que en los marcadores del hombro, dado que los marcadores LSHO y RSHO, no se mueven tanto es debido a ello que el movimiento de remo se ve más reflejado en el codo, en donde a 14.59 segundos marca un desplazamiento en X del marcador de -0.89 m.

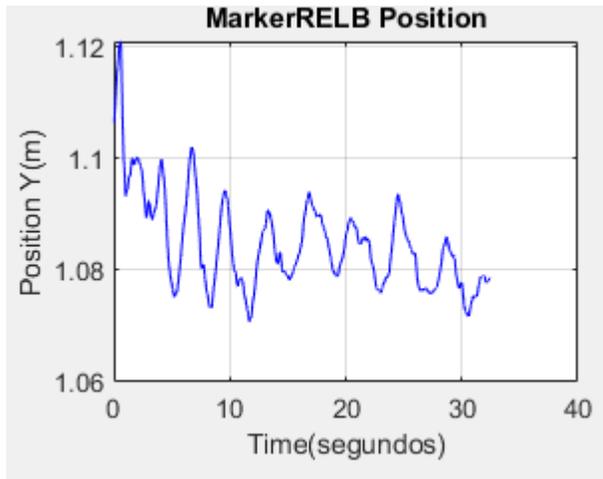


Fig. 12. Extensión y Flexión del movimiento de remo a lo largo del eje Y.

Como se observa en la figura 12, la gráfica del movimiento del remo a lo largo del eje Y en ella se observa la actividad del marcador ubicado en el codo, en 0 segundos el valor en Y es de 1.10 m es positivo dado que el eje Y en el sistema de coordenadas va de manera vertical en el laboratorio, en donde a 11.69 segundos marca un desplazamiento en Y del marcador de 1.07 m, esto indica que hay un desplazamiento mayor en marcadores ubicados o distales al origen anatómico en el caso del brazo el hombro.

IV. CONCLUSIÓN

Durante el desarrollo de esta investigación, se evidencia un robot con 6 grados de libertad, el cual es simulado con movimiento en los tres ejes coordenados (X, Y, Z). Se evidencian los métodos utilizados para realizar el análisis matemático de la trayectoria de movimiento que se va a realizar teniendo en cuenta necesidades a resolver, en este caso se seleccionaron dos articulaciones del miembro superior derecho, para ejecutar la flexión y extensión del codo; Durante el desarrollo matemático, fue posible implementar correctamente el método numérico Newton-Raphson, que permite dar unas aproximaciones mucho más precisas que otros métodos numéricos, finalmente al llevarlo a cabo en el lenguaje Python para obtener los valores angulares a través de una posible posición en X, Y, Z, que fue cambiando a medida que se utilizaban los pulsadores, no solo ello sino además se simuló el robot de 6 GDL en el entorno de MATLAB® para asegurarnos su posición inicial, el funcionamiento de la trayectoria y la implementación del método numérico también nos ayudó a concluir el área de trabajo del robot.

Es importante tener en cuenta los síntomas presentes en pacientes con dicha neuropatía como la rigidez muscular y la alteración de movilidad y postural, se debe considerar que a la hora de ejecutar los movimientos de remo y abducción y aducción se realizan en una primera instancia lenta y controlada, y asegurar en cada momento el bienestar psicológico del paciente, esto debido a que por ahora no se ha implementado en pacientes con PC, sin embargo se está evaluando en pacientes sanos, del mismo modo los movimientos del robot así como la simulación del mismo sirve demasiado para dar el paso a su fabricación a escala para evaluar primero su comportamiento.

V. TRABAJOS FUTUROS

A futuro se espera poder implementar realidad virtual, mediante juegos serios con un sistema no inmersivo, simulando un entorno deportivo para que el paciente realice una rehabilitación con adherencia terapéutica, con el objetivo de incorporar este tipo de sistema como complemento para el robot es la reducción de lesiones ya que se ha demostrado en diversos estudios que la rehabilitación con realidad virtual reduce el riesgo de caídas o sobreesfuerzos que afectan al paciente. Por otra parte, se espera incorporar pruebas fisiológicas, como análisis de la temperatura y señales de electrocardiografía, ya que es un medio para evidenciar si el paciente se siente a gusto con el sistema de rehabilitación que se está implementando, sí genera ansiedad o algún tipo de alteración, ya que es importante que el paciente se sienta tranquilo en el entorno virtual y con las terapias de rehabilitación implementadas para lograr la adherencia deseada, además la incorporación de señales electroencefalográficas ya que estas van a permitir evidenciar si hay existencia de neuroplasticidad en el paciente, es decir si la terapia está funcionando de la forma esperada, con la variación y aumento en la frecuencia en la región mediante el análisis de la zona frontal, donde se buscará analizar la señal eléctrica neuronal pre y post tratamiento para comparar estos cambios[15],[16],[17],[18]. Finalmente se espera poder realizar pruebas piloto que verifiquen el funcionamiento del sistema de rehabilitación para miembros superiores.

REFERENCIAS

- [1] M. y Protección Social, "Orientaciones Técnicas para la Rehabilitación Funcional", *minSalud*, 2021. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/5/orientaciones-tecnicas-rehabilitacion-funcional-p2.pdf>. [Accessed: 15- Mar-2021].
- [2] Hollung SJ, Hägglund G, Gaston M, Seid AK, Aliksson-Schmidt A, Andersen GL. Prevalencia puntual y niveles de función motora de niños de 6 a 19 años con parálisis cerebral en Escandinavia y Escocia. *Dev Med Child Neurol*. 2020. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14764>.
- [3] A. M. Bolaños-Roldán, «Calidad de vida relacionada con características sociodemográficas y clínicas en niños con parálisis cerebral.» *Universidad del Valle*, vol. 17, n° 2, pp. 20-31, 2019.
- [4] J. Gómez Vega, M. Ocampo-Navia and J. Acevedo González, "Espasticidad", *Universitas Médica*, vol. 62, no. 1, 2021. Available: [10.11144/javeriana.umed62-1.espa](https://doi.org/10.11144/javeriana.umed62-1.espa) [Accessed 5 September 2021].

- [5] R. Palisano, L. Avery, J. Gorter, B. Galuppi and S. McCoy, "Stability of the Gross Motor Function Classification System, Manual Ability Classification System, and Communication Function Classification System", *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 60, no. 10, pp. 1026-1032, 2018. Available: 10.1111/dmcn.13903 [Accessed 11 September 2021].
- [6] Asociación Española de Pediatría. En línea: <https://www.aeped.es/comite-medicamentos/pediamecum/dantroleno> [Accesado 1 de agosto de 2021]
- [7] A. Cerón, "neuroplasticidad o plasticidad cerebral", México Ciencia y Tecnología, 2021. [Online]. Available: <http://www.cienciamx.com/index.php/vocabulario/18793-neuroplasticidad-o-plasticidad-cerebral>. [Accessed: 30- Aug- 2021].
- [8] Cano-de-la-Cuerda, R., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Alguacil-Diego, I., Molina-Rueda, F., Miangolarra-Page, J., & Torricelli, D. (2022). Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación., from <https://www.elsevier.es/es-revista-neurologia-295-articulo-teorias-modelos-control-aprendizaje-motor--S0213485312000114>
- [9] G. Garita Meneses, "SÍNDROME DE PINZAMIENTO DEL HOMBRO. Una Visión Desde la Perspectiva de la Fisioterapia.", *Revista Ciencia y Salud Integrando Conocimientos*, vol. 2, no. 1, 2019. Available: 10.34192/cienciaysalud.v2i1.48. [Accessed: 30- Aug- 2021].
- [10] M. Ketelhut, S. Husmann, J. Haas and D. Abel, "Iterative Learning Control of Gravity Compensation for Upper-Arm Robot-Assisted Rehabilitation," 2020 European Control Conference (ECC), 2020, pp. 2-9, doi: 10.23919/ECC51009.2020.9143805. [Accessed: 30- Aug- 2021].
- [11] A. A. Zarei, A. F. Jadidi, E. R. Lontis and W. Jensen, "Short-Term Suppression of Somatosensory Evoked Potentials and Perceived Sensations in Healthy Subjects Following TENS," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, no. 7, pp. 2261-2269, July 2021, doi: 10.1109/TBME.2021.3051307
- [12] F. Ayoubi, S. Chamouni, O. Zein and A. R. Sarraj, "Virtual Reality Movement Therapy for Post-Stroke Upper limb Rehabilitation Trial," 2019 Fifth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 2019, pp. 1- 3, doi: 10.1109/ICABME47164.2019.8940302.
- [13] (*Theory of Applied Robotics: Kinematics, Dynamics, and Control*, 2010) You're Bibliography: Springer. (2010). *Theory of Applied Robotics: Kinematics, Dynamics, and Control* (2nd ed., pp. 254-323).
- [14] WMA - The World Medical Association-Declaración de Helsinki. (2022). Retrieved 11 June 2022, from <https://www.wma.net/es/que-hacemos/etica-medica/declaracion-de-helsinki/>
- [15] "File:PiG UE MarkerSet.png - Visual3D Wiki Documentation", *C-motion.com*, 2022. [Online]. Available: https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=File:PiG_UE_MarkerSet.png. [Accessed: 15- enero- 2022].
- [16] F. Ayoubi, S. Chamouni, O. Zein and A. R. Sarraj, "Virtual Reality Movement Therapy for Post-Stroke Upper limb Rehabilitation Trial," 2019 Fifth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 2019, pp. 1- 3, doi: 10.1109/ICABME47164.2019.8940302.
- [17] J. Belger et al., "Immersive Virtual Reality for the Assessment and Training of Spatial Memory: Feasibility in Individuals with Brain Injury," 2019 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR), 2019, pp. 1-2, doi: 10.1109/ICVR46560.2019.8994342.
- [18] A. Elor, S. Lessard, M. Teodorescu and S. Kurniawan, "Project Butterfly: Synergizing Immersive Virtual Reality with Actuated Soft Exosuit for Upper-Extremity Rehabilitation," 2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR), 2019, pp. 1448-1456, doi: 10.1109/VR.2019.8798014.
- [19] C. Yang, Q. Huang, P. Ogbobe and J. Han, "Forward Kinematics Analysis of Parallel Robots Using Global Newton-Raphson Method", 2009 Second International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation, 2009. Available: 10.1109/icitcta.2009.564 [Accessed 12 February 2022].
- [20] K. TACHIBANA, K. YASHIRO, J. MIYAZAKI, Y. IKEGAMI and M. HIGUCHI, "Muscle cross-sectional areas and performance power of limbs and trunk in the rowing motion", *Sports Biomechanics*, vol. 6, no. 1, pp. 44-58, 2007. Available: 10.1080/14763140601058516 [Accessed 13 February 2022].