

Prototipo para rehabilitación de miembros inferiores en lactantes hipotónicos Prototype for lower limb rehabilitation in hypotonic infants

M. García ^{a,*}, E. Lugo-González ^b

^aDivisión de Estudios de Posgrado, Universidad Tecnológica de la Mixteca, 69004, Huajuapán de León, Oaxaca, México.

^bInstituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca, 69004, Huajuapán de León, Oaxaca, México.

Resumen

Se describe el desarrollo de un prototipo para rehabilitación de miembros inferiores en pacientes con síndrome hipotónico del recién nacido (SHRN), utilizando un robot paralelo que simula los movimientos de flexo-extensión en cadera, rodilla y tobillo. El objetivo es generar el movimiento de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital. Se presenta el prototipo construido en impresión 3D para verificar el seguimiento de trayectorias para una terapia básica de movimiento en el plano sagital, validando la cinemática que se tenía previamente calculada, así mismo se muestra el sistema electrónico básico para darle movimiento y el sistema de control para manipular los movimientos antes referidos.

Palabras Clave: Hipotonía, Rehabilitador, Extremidades inferiores,

Abstract

The development of a prototype for lower limb rehabilitation in patients with hypotonic syndrome of the newborn (SHRN) is described, using a parallel robot that simulates flexo-extension movements on hip, knee and ankle. The objective is to generate movement of the hip, knee, and ankle joints in the sagittal plane. The prototype built in 3D printing is presented to verify the tracking of trajectories for a basic movement therapy in the sagittal plane, validating the previously calculated kinematics, as well as the basic electronic system to give it movement and the control system to manipulate the aforementioned movements.

Keywords: Hypotonia, Rehabilitator, Lower limbs,

1. Introducción

Entre los padecimientos que son tratados con terapia de rehabilitación se encuentra la deficiencia de tono muscular, que se presenta principalmente en lactantes. El SHRN se define como la disminución del tono muscular en las cuatro extremidades, tronco y cuello (Alfonso *et al.*, 2003). El SHRN es un síntoma común de disfunción neurológica y ocurre por enfermedades del cerebro, médula espinal, nervios y músculos. Se presenta en la mayoría de los trastornos cerebrales en recién nacidos y bebés (Fenichel, 2009). De igual forma en trastornos y enfermedades metabólicas, el síndrome de Down (trisomía 21), expresión neuromuscular inespecífica de la desnutrición, parálisis cerebral y atrofia muscular espinal a menudo tienen hipotonía como componente de la presentación clínica (Martin *et al.*, 2007). De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), la incidencia estimada de síndrome de Down es

1 de cada 1 100 nacimientos vivos en todo el mundo. Cada año de 3000 a 5 000 niños nacen con ese trastorno cromosómico (de noticias ONU, 2016). La OMS considera que el acceso adecuado a los servicios de salud y a la educación plena es esencial para el crecimiento y desarrollo de los individuos con este síndrome. En México no existen estadísticas oficiales para el SHRN, por lo cual se toman como base estadísticas generales.

Una característica de los bebés con SHRN es que no muestran rigidez al cargarlos, descansan con los codos y rodillas de manera suelta, mientras que los bebés con tono normal tienden a flexionar pies y rodillas (Banacloche *et al.*, 2015). Para padecimientos como este se recurren a tratamientos de fisioterapia para estimular al bebé en su desarrollo. Los principales movimientos para la rehabilitación de extremidades inferiores en lactantes son: flexo-extensión, abducción-aducción y rotación

*Autor para correspondencia: mag_170190@outlook.com

Correo electrónico: mag_170190@outlook.com (Marco A. García), elugog@mixteco.utm.mx (Esther Lugo-González).

Historial del manuscrito: recibido el 01/11/2022, última versión-revisada recibida el 01/11/2022, aceptado el 07/11/2022, publicado el 11/11/2022. DOI: <https://doi.org/10.29057/icbi.v10iEspecial5.10159>



interna-externa para el caso de la cadera; flexo-extensión para la rodilla, y flexo-extensión y abducción-aducción para el tobillo.

La implementación de dispositivos robóticos en terapia de rehabilitación es una opción, ya que es la aplicación de dispositivos electrónicos o computarizados diseñados para realizar funciones humanas (Krebs *et al.*, 2013). Los sistemas robóticos son dispositivos no invasivos, de fácil manejo para el usuario, con poco o nulo riesgo para el paciente, y con buena efectividad para el tratamiento (Cooper *et al.*, 2008). Actualmente existen rehabilitadores como *Lokomat*[®] (Llorente y Robles, 2014), *MotionMaker* (Schmitt y Métrailler, 2004; Métrailler *et al.*, 2006; Bouri *et al.*, 2014) y el exoesqueleto Atlas 2020 (Bionics, 2017), que dan movimiento de flexo-extensión en las tres articulaciones de las extremidades inferiores, tienen eslabones de longitud variable, son aplicados en niños y su configuración robótica es de tipo serial.

En el caso de robots de configuración paralela, que solo se aplican para la rehabilitación de cadera y rodilla se tienen el *Kinetec Spectra Essential* (Essential, 2017), *HyPO* (Obinata *et al.*, 2007), *Erigo* (Hocoma, 2018) y el diseñado por Chaparro (Chaparro-Rico *et al.*, 2015) por mencionar algunos.

El *Recover* (Gherman *et al.*, 2019) y *RAISE* (Vaida *et al.*, 2020), son dispositivos con capacidad de dar movimiento a las tres articulaciones y tienen una configuración paralela. El sistema robótico *RAISE* realiza los movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción para el caso de la cadera, de flexo-extensión para la rodilla y dorsiflexión, flexión plantar y abducción-aducción para el tobillo. Por otro lado, el dispositivo desarrollado por Villamil (Villamil, 2020), consiste en un sistema mecánico que simula el movimiento de los pedales de una bicicleta, lo cual permite los movimientos de flexo-extensión en cadera, rodilla y tobillo, el dispositivo ayuda a la rehabilitación de las extremidades inferiores de un lactante que padece de parálisis cerebral. En la literatura consultada, el prototipo de Villamil es el único aplicado a lactantes. Con base en los trabajos antes referidos, en este artículo se presenta una propuesta de rehabilitador de miembros inferiores, considerando las dimensiones y necesidades de un lactante hipotónico.

2. Desarrollo

Los dispositivos robóticos que se han desarrollado hasta la actualidad, no dan apoyo a pacientes con SHRN, debido a la complejidad que tiene diseñar un sistema de dimensiones específicas para lactantes, pero se tienen algunos sistemas manuales que ayudan a la actividad física y el desarrollo motriz. Tomando los principios de los dispositivos mecánicos y agregando las bases de un sistema robótico, se presenta la propuesta de un dispositivo mecatrónico. El dispositivo se divide en el sistema mecánico, electrónico y de control.

2.1. Descripción de los requerimientos

Para diseñar el sistema se requiere conocer las especificaciones funcionales que se obtienen de las necesidades del fisioterapeuta para generar el movimiento y del paciente para realizarlos sin lastimarse. Los rehabilitadores tratados en el

estado del arte muestran que el movimiento que da mayor funcionalidad a las extremidades inferiores es el de flexo-extensión en posición horizontal y se aplica a la cadera, rodilla y tobillo.

Para establecer un valor medible y la relación para cada requerimiento del terapeuta se seleccionan parámetros que se dividen en dimensionales (Tabla 1) y funcionales (Tabla 2), donde los dimensionales corresponden a la antropometría de lactantes, y los funcionales a los rangos de movimiento que se necesitan para la terapia, para cada tipo de requerimiento se establecen valores objetivo ideales (el mejor resultado que se puede esperar) y marginalmente aceptables (valor que apenas hace viable el dispositivo desde el punto de vista funcional).

Para el caso de los valores ideales de peso y la talla se toman de (NOM-SSA, 1993), para la longitud del fémur, tibia, peroné, ancho de la cadera, longitud del tobillo a la planta del pie y ancho del pie se utiliza el software *Antroprojet*, dicho software es de libre acceso y fue desarrollado en la Universidad Federal de Juiz de Fora (UFJF), Brasil, el programa permite la determinación de las dimensiones corporales a partir del conocimiento de la estatura.

2.2. Mecanismo generador de movimiento

Se propone un sistema robótico que permita realizar movimientos repetitivos de flexo-extensión en cadera, rodilla y tobillo durante las sesiones de terapia pasiva para apoyar las actividades del fisioterapeuta.

En los últimos años se ha mostrado interés en introducir mecanismos paralelos en la tecnología de rehabilitación, porque ofrecen ventajas en comparación con los robots en serie en términos de precisión, capacidad de carga, rigidez y velocidad (Tsai, 1999). El diseño mecánico del sistema se basa en el trabajo presentado en (García *et al.*, 2021), el cual desarrolla el análisis cinemático, así como el seguimiento de trayectorias y describe el comportamiento de las articulaciones (cadera, rodilla y tobillo) con respecto al movimiento del robot. Con base en este trabajo, se realiza la construcción del prototipo virtual y físico para verificar el diseño mecánico y validar los movimientos.

En la Figura 1 a), se muestra como se acoplan los dos paralelogramos articulados, la articulación actuada del paralelogramo base, es en la articulación A_1 y del paralelogramo dos es el punto P de la salida del mecanismo $5R$. En la Figura 1 b), se muestra el diagrama de la propuesta completa.

Tabla 1: Parámetros dimensionales.

Parámetro	Valor marginal	Valor ideal	Rango
Peso (kg)	≤ 3.4	≤ 11.3	7.9
Longitud del lactante (cm)	≤ 51	≤ 78	27
Longitud del fémur (cm)	12.5	19.1	6.6
Longitud tibia-peroné (cm)	12.5	19.1	6.6
Longitud tobillo-planta del pie (cm)	2.0	3.0	1.0
Ancho de la cadera (cm)	9.7	14.9	5.2
Ancho del pie (cm)	2.8	4.3	1.5

Tabla 2: Parámetros funcionales.

Parámetro	Valor marginal	Valor ideal
Ángulo de flexo-extensión de la cadera	85°	170°
Ángulo de flexo-extensión de la rodilla	85°	170°
Ángulo de flexo-extensión del tobillo	65°	70°

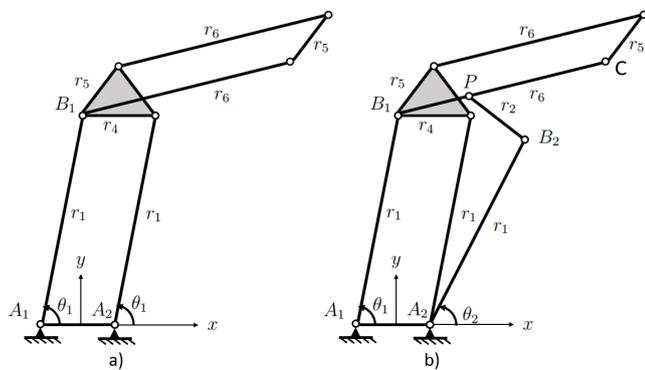


Figura 1: a) Acoplamiento de los dos mecanismos 4R, b) Propuesta completa del mecanismo García *et al.* (2021).

Haciendo la analogía del mecanismo con las articulaciones de las extremidades inferiores, se tiene a la articulación A_1 para dar movilidad a la cadera, el punto B_1 a la rodilla y el punto C a la articulación del tobillo.

2.3. Prototipo físico

En la Figura 2 se presenta el prototipo CAD del rehabilitador desarrollado en SolidWorks®, diseñado con base en los requerimientos funcionales y dimensionales descritos anteriormente. Los elementos que componen la propuesta son nueve eslabones, uno de ellos es la base, dos son de tipo terciario y seis son binarios, también posee diez articulaciones de revoluta y se requieren dos actuadores para lograr su funcionamiento; los ángulos que se forman entre los eslabones de los actuadores y el eje x de la base fija se describen por θ_1 y θ_2 .

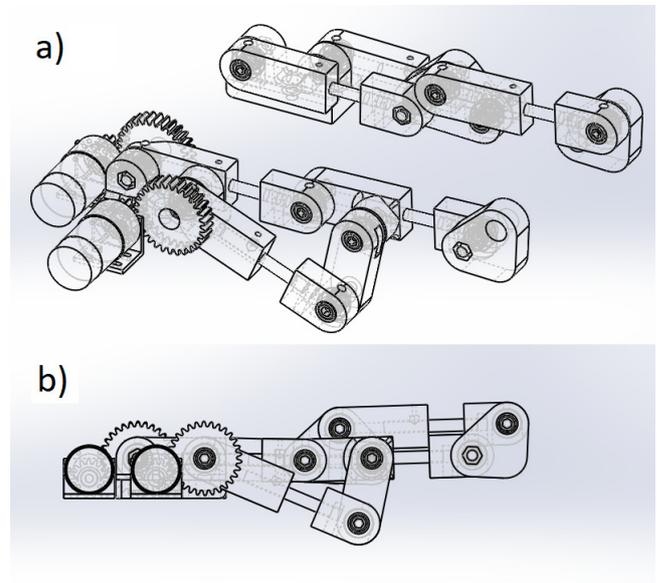


Figura 2: Diseño en SolidWorks® del prototipo completo a) vista trimétrica, b) vista lateral.

La materia prima utilizada para hacer los eslabones es filamento de ácido poliláctico (PLA), con un diámetro de $1,75 \text{ mm}$. Los rodamientos y elementos de fijación se listan en la Tabla 3, dado que los elementos de fijación son tornillos el sistema mecánico es completamente desmontable. Para hacer variable la longitud de los eslabones se requiere una llave Allen de 3 mm .

Tabla 3: Elementos de fijación.

Elemento	Cantidad	Valor / Medida
Balero	12	608-zz
Tornillo con tuerca	16	3/8x1 1/2 in
Tornillo con tuerca	6	3/8x4 in
Tornillo	6	3/16x3/4 in
Tornillo	8	M3x18
Tornillo	8	M3x6

Se construyen mecanismos para tener longitud variable, esto para cubrir la necesidad del crecimiento constante del lactante. Si bien, se entiende que la longitud de los mecanismos permanece constante durante la sesión de terapia, esto no ocurre durante su crecimiento, de igual forma la longitud de las extremidades inferiores es diferente en cada paciente, por lo tanto la longitud debe variar con base en la necesidad del usuario. En la propuesta de diseño se considera un lactante con talla mínima de 400 mm y una máxima de 600 mm, estos parámetros se introducen en el software Antroproyecto para estimar la longitud de los eslabones r_1 y r_6 , en este caso teniendo de forma general una longitud para los eslabones máxima de 148 mm (Figura 3 a)) y una mínima de 98 mm (Figura 3 b)) .

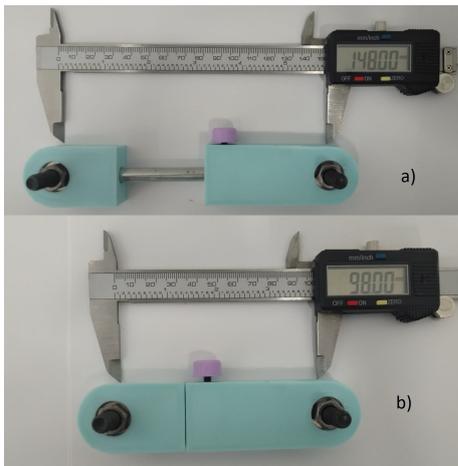


Figura 3: Eslabón de longitud variable a) Eslabón extendido, b) Eslabón contraído.

En la Figura 4 se muestra el ensamble del prototipo con la longitud máxima de los eslabones r_1 y r_6 . En la Tabla 4 se muestra la longitud mínima y máxima de los eslabones variables al igual que su rango y la longitud de los eslabones que permanecen constantes.

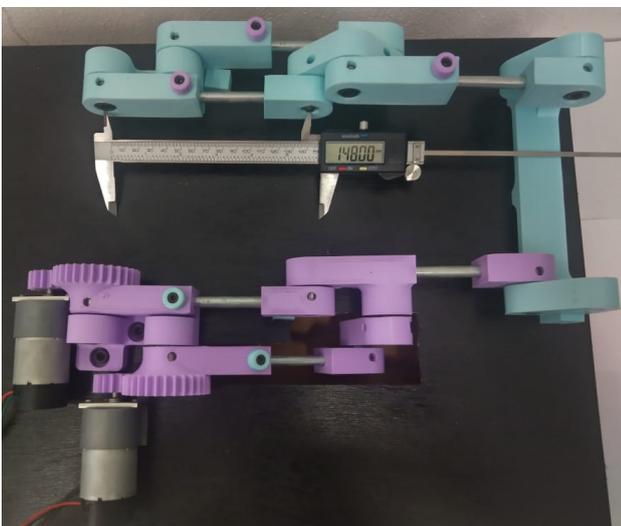


Figura 4: Longitud máxima del dispositivo.

Tabla 4: Longitud de los eslabones (mm).

Eslabón	Longitud mín.	Longitud máx.	Rango
r_1	98	148	45
r_2	50	50	0
r_3	25	25	0
r_4	50	50	0
r_5	35	35	0
r_6	98	148	45

2.4. Sistema electrónico

En la Figura 5 se muestra el diseño del sistema electrónico, en este se consideran dos motoredutores de CD, los cuales incorporan encoders incrementales en el eje del motor. La etapa de potencia consta de un puente H L298N, con capacidad para dos motores y generar los cambios de giro en ambos. La parte de alimentación al circuito es una fuente de voltaje MPS-3003LK-3 que proporciona 2 salidas variables de 0-30V/3A y una fija de 5V a 3A. Finalmente la comunicación entre el prototipo y el ordenador se realiza con una tarjeta Arduino Mega2560.

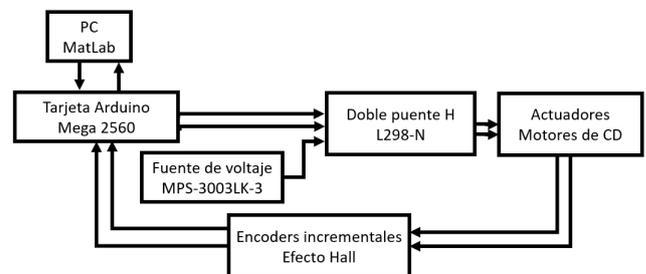


Figura 5: Diagrama del sistema electrónico.

El proceso electrónico inicia en el ordenador, de donde se envían las señales de control a la tarjeta Arduino Mega2560, la señal de control se envía a través de las salidas PWM y la dirección de los motores por medio de salidas digitales (Figura 6). La señal de control pasa a los motores a través del puente H bidireccional L298N, el cual permite controlar dos motores de manera independiente. Tiene una entrada de 6V, con una corriente máxima de 3A, entregados por la fuente MPS-3003LK-3. Para realizar la lectura de los encoders se usan las interrupciones de la tarjeta y se conecta a la computadora a través del puerto serie.

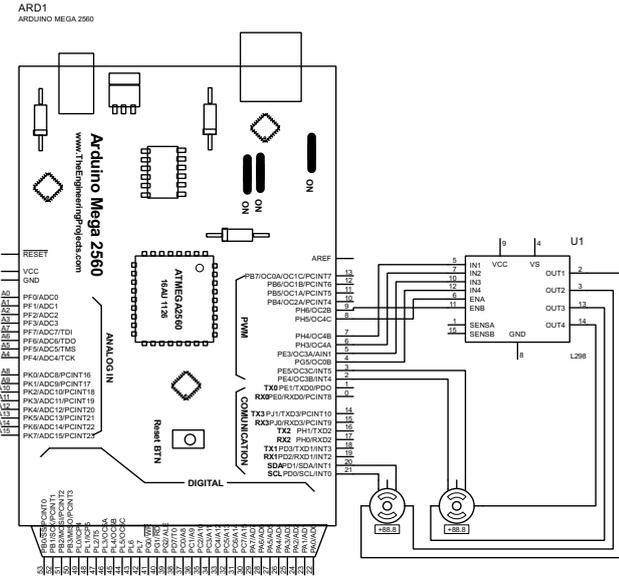


Figura 6: Diagrama esquemático del sistema electrónico.

Las dos articulaciones actuadas cuentan con motores de corriente continua con escobillas, con una alimentación de 6V, una relación de 270:1 en la caja de engranajes de metal y un codificador de cuadratura integrado que proporciona una resolución de 64 conteos por revolución del eje del motor, que corresponde a 17280 cuentas por revolución de la caja de engranes en el eje de salida. Tienen un eje de salida en forma de D de 16mm de largo y 6mm de diámetro. Cuando el voltaje de trabajo del motorreductor es de 6V, la velocidad de rotación del motor es de 11 000rpm antes de que el motor se desacelere.

2.5. Sistema de control

Respecto al sistema de control, la programación realizada en MatLab Simulink se muestra en la Figura 7 donde se observa la lectura de los encoders, el cálculo del error, la estimación de la ganancia de control y la salida de la señal PWM enviada a la tarjeta Arduino, los bloques H1 y H2 representan puentes H virtuales que dan la dirección de giro al motor dependiendo del signo del error.

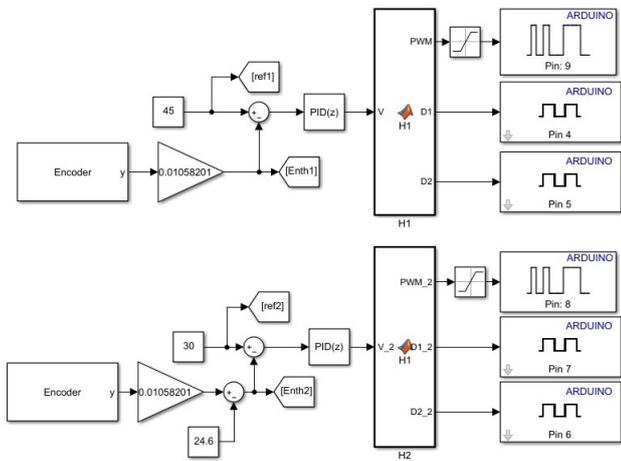


Figura 7: Diagrama de conexiones en MatLab Simulink.

Para validar el funcionamiento se consideran posiciones constantes, una de las pruebas realizadas con el prototipo real se muestra en la Figura 8. Donde se controla la posición del ángulo $\theta_1 = 45^\circ$ y la posición del ángulo $\theta_2 = 30^\circ$, esto para mostrar que no hay singularidades al momento de realizar la flexo-extensión.

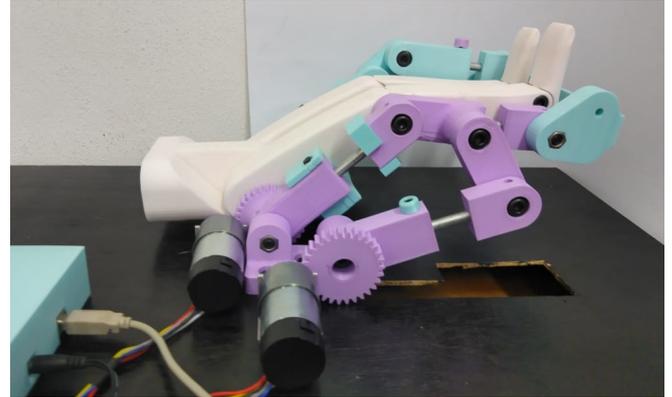


Figura 8: Prueba del sistema con ángulos constantes.

El resultado de esta prueba se observa en la gráfica de la Fig. 9 donde se muestra el comportamiento de los ángulos θ_1 y θ_2 respecto al tiempo y las referencias propuestas. En la Figura 9 se observa que el ángulo θ_1 parte de la posición 0° , mientras que el θ_2 inicia en $-24,6^\circ$. Debido a que estos ángulos son los valores que adoptan cuando las extremidades se encuentran completamente flexionadas sobre el plano horizontal. Se muestra que el tiempo de asentamiento es de 8 s, el sobreimpulso de θ_1 es de 13° , mientras que del ángulo θ_2 es de 18° .

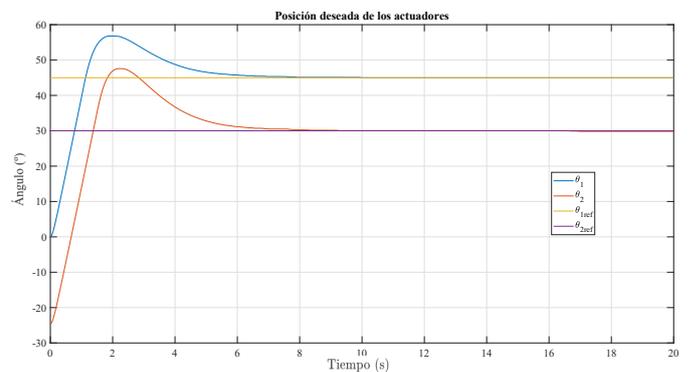


Figura 9: Gráfica del comportamiento del prototipo.

Como se muestra en la Figura 10, se emula el funcionamiento con las extremidades inferiores de un muñeco de dimensiones en tibia y peroné de 125 mm y peso de 715 g, simulando al paciente. Se observa el comportamiento del sistema con las piernas totalmente extendidas. Los resultados obtenidos de la construcción del prototipo son similares con las simulaciones presentadas en (García et al., 2021) en el programa MSC Adams. El prototipo se prueba de forma manual y automática para verificar que se sigan los movimientos establecidos en el diseño y las simulaciones.

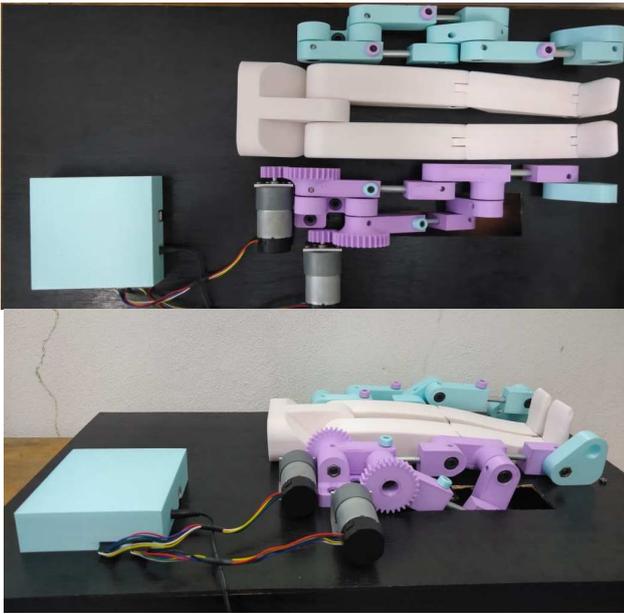


Figura 10: Prototipo ensamblado, prueba realizada con las extremidades inferiores de un muñeco emulando un paciente.

3. conclusiones y trabajos a futuro

Los resultados obtenidos de la simulación muestran que la base del mecanismo propuesto cumple con los movimientos de flexo-extensión en cadera, rodilla y tobillo. Se realizaron tres variaciones de longitud para verificar el funcionamiento, la primera prueba se realizó con la longitud mínima de 98 mm, la segunda con la longitud máxima de 148 mm, y finalmente se realizaron pruebas de movimiento con un muñeco, cuyas longitudes de tibia y peroné son de 125 mm. Con esto se comprueba que la cinemática se realizó adecuadamente (García et al., 2021) y los resultados son funcionales. Respecto al sistema electrónico, se observó que los motores de CD modelo CQGB37Y001 con una relación de 270:1, tienen el suficiente par para generar el movimiento del prototipo construido a base de PLA. Como trabajos futuros se utilizará un material como aluminio o Nylamid para verificar el funcionamiento durante el tiempo de terapia. También el sistema básico de control implementado mostró que es suficiente utilizar un PID, una tarjeta Arduino Mega2560 y un puente H L298N para manipular el comportamiento de los motores y generar el movimiento controlado de los mecanismos. Actualmente la manipulación se hizo manualmente, pero se está diseñando una interfaz controlada desde un ordenador, para facilidad del usuario y que este pueda manipular variables como el número de repeticiones por minuto, tiempo de trabajo o velocidad del dispositivo.

Como trabajos a futuro se considera construir el prototipo en un material óptimo para un dispositivo de este tipo, como puede ser el aluminio y comprobar que se cumplen las variables de una terapia sin lastimar al paciente.

Referencias

- Alfonso, I., Papazian, O., y Valencia, P. (2003). Hipotonía neonatal generalizada. *Rev Neurol*, 37(3):228 – 239.
- Banacloche, B., Gómez, F., y Jadraque, R. (2015). Módulo neurología pediátrica. *Servicio de Pediatría, Departamento de Salud Alicante. Hospital General*, pp. 10 – 11.
- Bionics, M. (2017). Atlas 2020 esoskeleton technical manual. http://echord.eu/public/wp-content/uploads/2018/01/D4_3-User-Manual-EXOTrainer.pdf. Accesado 08-06-2020.
- Bouri, M., Abdi, E., Bleuler, H., Reynard, F., y Deriaz, O. (2014). Lower limbs robotic rehabilitation case study with clinical trials. En *New Trends in Medical and Service Robots*, pp. 31–44. Springer.
- Chaparro-Rico, B., Castillo-Castañeda, E., y Maldonado-Echegoyen, R. (2015). Design of a parallel mechanism for knee rehabilitation. En *Multibody Mechatronic Systems*, pp. 501–510. Springer.
- Cooper, R. A., Dicianno, B. E., Brewer, B., LoPresti, E., Ding, D., Simpson, R., Grindle, G., y Wang, H. (2008). A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation. *Medical Engineering & Physics*, 30(10):1387–1398.
- de noticias ONU, C. (2016). Onu llama a poner fin al estigma contra las personas con síndrome de down. <http://www.un.org/spanish/News/story.asp?newsID=25999#.V74EIf197IV>. Accesado 01-09-2020.
- Essential, S. (2017). Manual de uso. https://www.ortoweb.com/media/useruploads/files/Manual_usuario_kinetec_spectra_essential.pdf. Accesado 30-06-2020.
- Fenichel, G. (2009). *Clinical pediatric neurology: a signs and symptoms approach, Chapter 6 - The hypotonic infant*. Saunders/Elsevier, Philadelphia, PA, sixth edition edición.
- García, M., Lugo-González, E., Arias-Montiel, M., y Tapia-Herrera, R. (2021). Kinematics of a robotic system for rehabilitation of lower members in hypotonic infants. En *International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics*, pp. 64–73. Springer.
- Gherman, B., Birlescu, I., Plitea, N., Carbone, G., Tarnita, D., y Pisla, D. (2019). On the singularity-free workspace of a parallel robot for lower-limb rehabilitation. *Proceedings of the Romanian Academy*, 20(4):383–391.
- Hocoma (2018). Movilización temprana y segura incluso en el cuidado agudo. https://assets.cdnma.com/16114/assets/Brochures_Flyer/P_Erigo/fly_Erigo-ES_20180129_WEB.pdf. Accesado 01-06-2020.
- Krebs, H., y Volpe, B. (2013). Rehabilitation robotics. *Handbook of clinical neurology*, 110:283–294.
- Llorente, D. L. y Robles, C. K. (2014). Experiencia de la terapia con lokomat en pacientes portadores de parálisis cerebral y síndromes atáxicos, instituto de rehabilitación infantil teletón concepción chile. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2):249–254.
- Martin, K., Kaltenmark, T., Lewallen, A., Smith, C., y Yoshida, A. (2007). Clinical characteristics of hypotonia: A survey of pediatric physical and occupational therapists. *Pediatric Physical Therapy*, 19(3):217–226.
- Métrailleur, P., Blanchard, V., Perrin, I., Brodard, R., Frischknecht, R., Schmitt, C., Fournier, J., Bouri, M., y Clavel, R. (2006). Improvement of rehabilitation possibilities with the motionmaker tm. En *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006.*, pp. 359–364. IEEE.
- NOM-SSA, S. (1993). Control de la nutrición, crecimiento y desarrollo del niño y del adolescente. *Criterios y procedimientos para la prestación de servicios*.
- Obinata, G., Fukada, S., Matsunaga, T., Iwami, T., Shimada, Y., Miyawaki, K., Hase, K., y Nakayama, A. (2007). Hybrid control of powered orthosis and functional neuromuscular stimulation for restoring gait. En *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4879–4882. IEEE.
- Schmitt, C. y Métrailleur, P. (2004). The motion maker: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. En *8th Vienna international workshop on functional electrical stimulation*, número CONF, pp. 117–120.
- Tsai, L.-W. (1999). *Robot analysis: the mechanics of serial and parallel manipulators*. John Wiley & Sons.
- Vaida, C., Birlescu, I., Pisla, A., Ulinici, I.-M., Tarnita, D., Carbone, G., y Pisla, D. (2020). Systematic design of a parallel robotic system for lower limb rehabilitation. *IEEE Access*, 8:34522–34537.
- Villamil (2020). Ejercitador de piernas para bebé con daño cerebral. <https://www.youtube.com/watch?v=TZGRiNjSPD4>. Accesado 10-08-2020.