

Diseño y desarrollo de un prototipo funcional de exoesqueleto para asistencia en neurorehabilitación de miembro superior

Solana Lopez Aguero

Universidad Nacional de Entre Rios
Facultad de Ingenieria

Email: solana.lopez@ingenieria.uner.edu.ar

Rosa Weisz

Universidad Nacional de Entre Rios
Facultad de Ingenieria

Email: rweisz@ingenieria.uner.edu.ar

Leandro Mayrata

Universidad Nacional de Entre Rios
Facultad de Ingenieria

Email: lmayrata@ingenieria.uner.edu.ar

Abstract—Este estudio presenta el diseño, implementación y evaluación de un prototipo de exoesqueleto de miembro superior de bajo costo destinado a ayudar a personas con discapacidades motoras, especialmente a personas que han sufrido un accidente cerebrovascular, en Argentina. El exoesqueleto utiliza una combinación de un sistema de motor-reductor simple y componentes impresos en 3D para garantizar accesibilidad y replicabilidad. Se implementaron bucles de control para regular los movimientos articulares y garantizar una asistencia segura y efectiva. Las pruebas piloto con voluntarios demostraron el potencial del exoesqueleto para ayudar en el movimiento del miembro superior, aunque con áreas notables de mejora en cuanto a comodidad, ergonomía y adaptabilidad del usuario. Las sugerencias de los voluntarios proporcionan información valiosa para futuras iteraciones.

I. INTRODUCCIÓN

En el contexto mundial de la salud y la rehabilitación, la Organización Mundial de la Salud (OMS) lanzó la iniciativa Rehabilitación 2030 para abordar la significativa necesidad insatisfecha de servicios de rehabilitación en todo el mundo y resaltar la importancia de fortalecer los sistemas de salud para ofrecer estos servicios de manera efectiva [1]. Esta iniciativa representa un enfoque estratégico innovador para la comunidad global de rehabilitación, enfatizando que la rehabilitación debe ser accesible para todas las personas y en todas las etapas de la vida.

El envejecimiento es un fenómeno global que se asocia con un aumento en la incidencia de diversas enfermedades, como los accidentes cerebrovasculares (ACV), enfermedades tumorales y trastornos musculoesqueléticos, entre otros. Estas condiciones pueden resultar en discapacidades en los miembros superiores, afectando la calidad de vida de las personas. La OMS proyecta un aumento significativo en la población mundial de personas mayores de 50 años para 2050.

El incremento en la población de edad avanzada requiere estrategias de rehabilitación más efectivas y accesibles. Se ha demostrado que la neuroplasticidad juega un papel crucial en la recuperación sensoriomotora después de lesiones en la corteza motora del Sistema Nervioso Central (SNC) derivadas de ACV [2]. En este contexto, se busca recuperar la activación fisiológica de las unidades motoras del miembro afectado me-

diante movimientos funcionales y estimulación de receptores específicos.

Una estrategia de rehabilitación que ha demostrado ser efectiva es el uso de exoesqueletos mecánicos vinculados al miembro a rehabilitar [3,4]. Estos dispositivos utilizan actuadores y sensores para generar y registrar movimientos, respectivamente. Estas terapias tienen como objetivo mejorar el rango de movimiento, control del tono muscular, coordinación motora y promover el aprendizaje motor [5,6].

Los exoesqueletos activos proporcionan un contexto estandarizado pero adaptable a cada paciente, permitiendo un alto nivel de repetibilidad y precisión del movimiento. En cuanto a la rehabilitación del miembro superior, se reconoce como un proceso que requiere una integración compleja de las actividades musculares de las partes proximal y distal [7].

Aunque aún se necesita más investigación sobre los mecanismos de neuroplasticidad y los programas de rehabilitación con exoesqueletos, existe consenso en que la participación activa del paciente y la duración de la terapia son factores importantes para obtener resultados positivos [8,9]. Dosificaciones bajas pueden no ser efectivas [10], mientras que dosis más altas han demostrado mejoras clínicamente significativas [11,12].

El creciente interés en estrategias de rehabilitación eficientes y accesibles, junto con la evidencia de los beneficios de los exoesqueletos en la rehabilitación de miembros superiores, justifica el desarrollo y aplicación continua de estos dispositivos en el ámbito clínico.

II. METODOS

La metodología empleada abarcó diversas etapas para el desarrollo y evaluación del exoesqueleto de miembro superior. En primer lugar, se realizó una revisión exhaustiva de las técnicas utilizadas en la rehabilitación del miembro superior en casos clínicos, así como observaciones en el campo para comprender los requerimientos del prototipo. Posteriormente, se procedió con la implementación del prototipo, abordando tanto su diseño mecánico como electrónico, incluyendo los bucles de control esenciales.

El diseño del exoesqueleto se basó en criterios ergonómicos y de movilidad, asegurando su adaptabilidad y facilidad de uso para el paciente. Se tomaron en consideración elementos clave como el motor (servomotor DSS-M15S[13]), la celda de carga de 5 kg y el microcontrolador Arduino Nano, junto con otros componentes necesarios para el funcionamiento del dispositivo. Además, se integraron bucles de control que permitieron una interacción efectiva entre el exoesqueleto y el usuario.

Para evaluar el diseño del exoesqueleto, se llevaron a cabo pruebas de laboratorio exhaustivas, incluyendo pruebas de carga y resistencia, así como mediciones de ángulo para garantizar la precisión y seguridad del dispositivo. Además, se realizaron pruebas piloto con voluntarios sanos para evaluar la eficacia clínica del exoesqueleto, considerando aspectos como la comodidad, facilidad de uso y mejora en la capacidad para realizar tareas específicas.

III. RESULTADOS

La evaluación del exoesqueleto de miembro superior proporcionó una visión detallada de su funcionamiento, rendimiento y seguridad, respaldada por pruebas de laboratorio y piloto.

A. Diseño Final

El diseño mecánico del exoesqueleto desempeña un papel fundamental al asegurar que el dispositivo se sujete al brazo del paciente de manera cómoda y efectiva, transmitiendo las fuerzas de manera armónica y sin causar molestias. Es crucial considerar los requisitos del usuario, como el peso, la comodidad, la estética y el coste, ya que estos factores están estrechamente ligados al éxito de los dispositivos de rehabilitación.

Para abordar estos desafíos, se propone una innovación mediante la aplicación de procesos de fabricación rápidos y adaptables, como la impresión tridimensional (3D). Esta técnica de prototipado es rápida, práctica y rentable, permitiendo la creación de estructuras complejas que serían difíciles o costosas de producir con métodos tradicionales como el mecanizado.

Basándonos en el análisis de pruebas realizadas sobre tres materiales que se presenta en un estudio [13], se concluyó que el PLA demostró una mayor resistencia a la tracción y una dureza razonable en comparación con materiales similares como el PETG y el ABS. Por esta razón, se optó por imprimir el exoesqueleto en PLA.

Un aspecto fundamental en el desarrollo del exoesqueleto fue asegurar su adaptación al brazo del paciente para evitar molestias o lesiones. Para lograr este objetivo, se llevaron a cabo las siguientes etapas:

1. Evaluación de Requisitos del Usuario: Se recopilaron datos detallados sobre las dimensiones y características físicas de los usuarios potenciales, incluyendo la longitud, diámetro y flexibilidad del brazo, así como consideraciones médicas específicas.

2. Modelo EduExo: En las etapas iniciales del proyecto, se utilizó el modelo de código abierto "EduExo" para realizar

pruebas integrales de motores, celdas de carga, bucles de control y la interfaz con el usuario. Estas pruebas fueron fundamentales para el diseño posterior del exoesqueleto.

3. Rediseño y Adaptación: Basándose en los resultados de las pruebas iniciales, se procedió a rediseñar el exoesqueleto para que se ajustara mejor a las especificaciones ergonómicas requeridas. Se realizaron modificaciones en la forma, tamaño y disposición de los componentes para lograr una ergonomía óptima.

El diseño final del exoesqueleto se desarrolló utilizando el programa "Fusión", optimizado para cumplir con los objetivos de comodidad, ajustabilidad y movilidad natural del usuario en el contexto de la neurorehabilitación del miembro superior. Tanto el diseño mecánico como electrónico se centraron en la ergonomía y funcionalidad, asegurando una integración efectiva de los componentes electrónicos con la estructura mecánica. A continuación se presenta una imagen del prototipo final del exoesqueleto, demostrando la exitosa integración de los componentes electrónicos con la estructura mecánica del dispositivo.

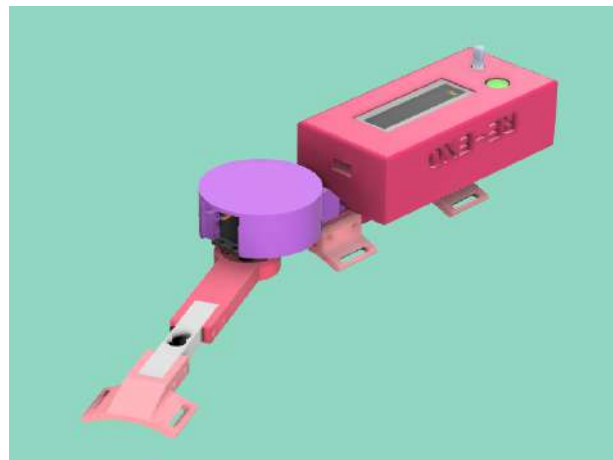


Fig. 1. Imagen del prototipo final. Fuente: Fotografía tomada por el autor, 2023.

B. Electronica y Componentes

El diseño e integración del exoesqueleto se fundamentó en una variedad de componentes electrónicos clave. El microcontrolador Arduino Nano actuó como el centro de control del dispositivo, coordinando las operaciones y procesando la información proveniente de los sensores. Por otro lado, el servomotor DSS-M15S, equipado con un potenciómetro integrado, proporcionó el torque necesario para ejecutar los movimientos del exoesqueleto, permitiendo un posicionamiento altamente preciso gracias a su capacidad para medir el ángulo de rotación (posición) del eje del motor. La celda de carga de 5 kg permitió la medición y control precisos de la fuerza aplicada, mientras que se utilizó el amplificador HX711 para mejorar la precisión de las mediciones de carga. Se puede observar a continuación el esquema de los componentes.

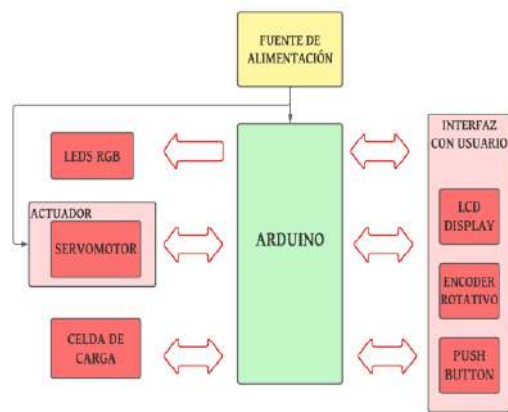


Fig. 2. Gráfico ilustrativo de componentes. Fuente: Fotografía tomada por el autor, 2023.

C. Bucles de Control

Los bucles de control desempeñaron un papel crucial en la operación dinámica del exoesqueleto, permitiendo una interacción adaptativa entre el dispositivo y el usuario. Se implementaron tres tipos de bucles de control para optimizar la terapia a medida que el paciente progresa en su rehabilitación:

- Control de Posición: Este bucle aseguró que el exoesqueleto moviera las articulaciones con precisión a posiciones predefinidas, lo cual es especialmente vital cuando el usuario no puede controlar sus movimientos por sí mismo. Proporcionó una movilidad controlada y segura en ausencia de la habilidad activa del usuario para garantizar una terapia efectiva, particularmente en las etapas iniciales de rehabilitación cuando el paciente puede experimentar espasticidad o necesita reaprender movimientos naturales de las articulaciones. La implementación del bucle se basa en que el servomotor sigue una trayectoria definida y el potenciómetro verifica que no se desvíe de dicha trayectoria.

- Control de Impedancia: En un sistema asistivo, el control de impedancia permitió al exoesqueleto interactuar de manera adaptativa con el usuario, ajustando la resistencia y la respuesta del sistema según las acciones y la intención del usuario. Adaptado a la fuerza y posición del paciente, este control proporcionó asistencia proporcional y natural, mejorando la comodidad y eficacia de la terapia. Este sistema acompaña la mejora del paciente a medida que logra realizar movimientos por voluntad propia. El control de impedancia se basa en la implementación de sensor de fuerza y servomotor; cuando se detecta una fuerza ejercida por el paciente o una intención de movimiento, el motor se mueve proporcionalmente a esa fuerza detectada.

- Control de Fuerza: En un sistema resistivo, el control de fuerza desafió al usuario con una resistencia controlada que debía superarse activamente. Es esencial para proporcionar una carga adicional en los movimientos, beneficiando el fortalecimiento muscular, la rehabilitación y el entrenamiento de fuerza. El paciente trabaja contra esta resistencia para

lograr sus objetivos terapéuticos, típicamente en las etapas más avanzadas de rehabilitación. La selección específica de cada tipo de control (posición, impedancia, fuerza) se alinea con las funciones y objetivos de diferentes sistemas de exoesqueletos, abordando las necesidades del paciente a lo largo de su proceso de recuperación.

D. Pruebas

Se llevaron a cabo pruebas exhaustivas en un entorno de laboratorio controlado para evaluar el funcionamiento y la resistencia del exoesqueleto. Estas pruebas incluyeron:

- Prueba de Carga y Resistencia: Se aplicó una carga gradual al exoesqueleto para evaluar su capacidad para soportar el peso sin deformaciones ni fallos. Se registraron datos sobre el torque generado y la respuesta del dispositivo a diferentes cargas.

- Prueba de Medición de Ángulo: Se utilizó un goniómetro para medir y evaluar con precisión los ángulos de movimiento permitidos por el exoesqueleto. Se compararon los ángulos medidos con los ángulos deseados para determinar la precisión del dispositivo.

- Pruebas de Confort y Eficacia en Voluntarios Sanos: Se realizaron pruebas para evaluar la eficacia y el confort del exoesqueleto. El grupo de voluntarios estaba compuesto por 6 mujeres sanas, con edades entre 20 y 25 años. En esta fase, se llevaron a cabo pruebas piloto para evaluar la seguridad y eficacia clínica del exoesqueleto en términos de adherencia al tratamiento y fatiga percibida por los voluntarios durante su uso. Estas pruebas consistieron en ensayos con un número reducido de voluntarios sanos y estudios de viabilidad iniciales.



Fig. 3. Prueba de Confort y Eficacia en Voluntarios Sanos. Fuente: Fotografía tomada por el autor, 2023.

1) *Resultados Graficos:* Las pruebas proporcionaron datos cuantitativos que se representaron gráficamente para una mejor comprensión. A continuación, se presentan algunas de las gráficas obtenidas durante las pruebas:

Gráfico de relación entre ángulos del servomotor y ángulos medidos con el goniómetro. Fig.4.

Otros gráficos que muestran la respuesta del exoesqueleto a diferentes cargas y condiciones de funcionamiento Fig.5.

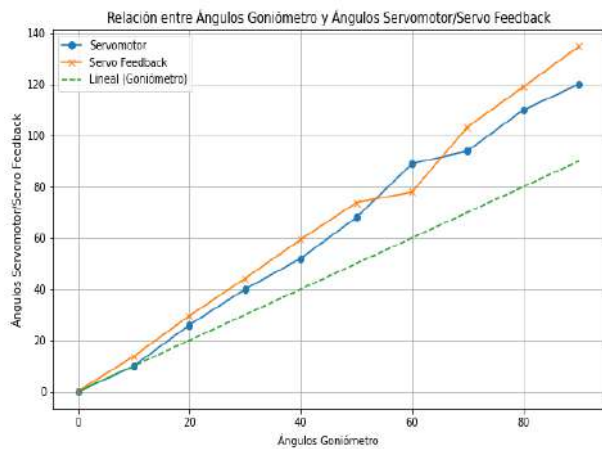


Fig. 4. Gráfica de la relación entre los ángulos medidos del goniómetro, feedback del servomotor y el ángulo real del servomotor.

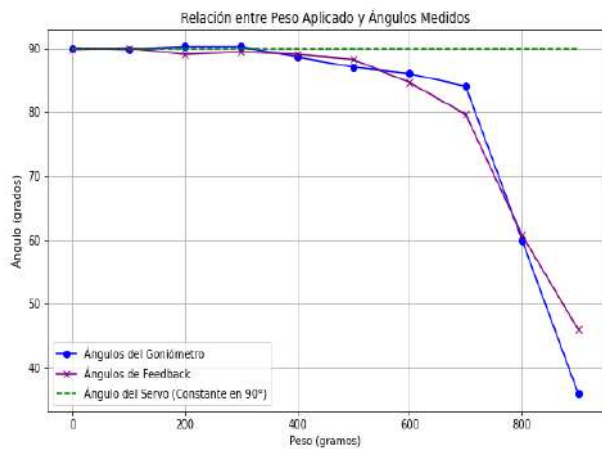


Fig. 5. Gráfico que relaciona el peso aplicado con los ángulos medidos.

Estas gráficas proporcionaron una visualización clara del rendimiento del exoesqueleto en diferentes situaciones, validando su precisión, seguridad y eficacia en la asistencia al movimiento del miembro superior.

Además se puede observar la gráfica obtenida luego de que los usuarios hicieron las pruebas obteniéndose una retroalimentación de confort y funcionalidad del mismo. Fig.6.

IV. DISCUSION

Este dispositivo fue diseñado con el objetivo principal de ser accesible y fácilmente replicable en el mercado argentino. En esta sección, se analizan las justificaciones detrás de las elecciones de diseño y componentes, así como las lecciones aprendidas durante el proceso de desarrollo.

A. Consideraciones sobre el Diseño:

La elección del motor y la galga se basó en criterios fundamentales, como su bajo costo y disponibilidad en el mercado argentino. Sin embargo, es importante reconocer que estas elecciones podrían limitar el rendimiento del exoesqueleto. Alternativas con motores de mayor torque podrían mejorar la

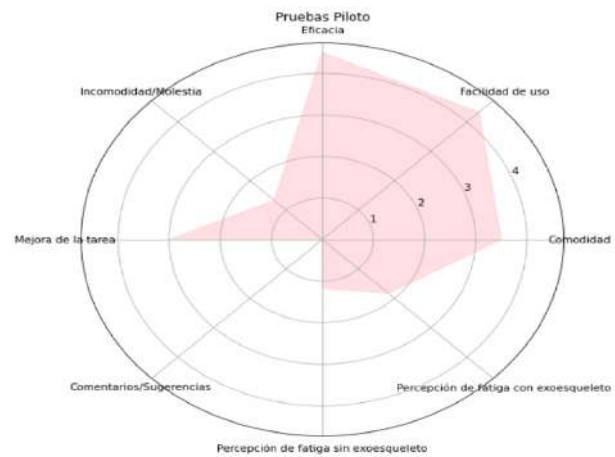


Fig. 6. Gráfica de respuestas obtenidas en un cuestionario a voluntarios sanos sobre confort y funcionalidad.

eficacia del dispositivo, pero implicarían un aumento en los costos de producción. Se seleccionó la impresión 3D como método de fabricación debido a su asequibilidad, capacidad de replicación y su capacidad para reducir significativamente el peso y el tamaño del exoesqueleto. Esto distingue al prototipo de soluciones comerciales, que suelen ser voluminosas, pesadas y costosas.

B. Consideraciones sobre Pruebas:

Consideraciones sobre las Pruebas: Luego de la primera prueba de medición de ángulos, se implementó una corrección mediante regresión lineal en el feedback del servomotor para alinear este ángulo con la posición deseada del servomotor. Se observó que la diferencia absoluta promedio entre el ángulo del servomotor y el ángulo del goniómetro tomado como referencia es aproximadamente 4.72° , representando un 10.49% de esta diferencia respecto al valor medio de los ángulos del goniómetro. Estos resultados indican la discrepancia promedio entre las mediciones realizadas por el servomotor y el goniómetro en los ángulos evaluados.

En la segunda prueba, se observó que a medida que aumenta la carga, las variaciones en los errores entre los ángulos medidos tanto por el servomotor como por el feedback incrementan significativamente. Para cargas más ligeras (por ejemplo, 0 gramos y 100 gramos), la diferencia entre el ángulo medido por el servomotor y el ángulo del goniómetro es mínima, en el rango de $\pm 0.2^\circ$. Sin embargo, a medida que la carga aumenta (especialmente a partir de 500 gramos), esta diferencia se amplía, alcanzando hasta aproximadamente 5.4° en el peor caso (700 gramos).

Además, para el ángulo medido en el goniómetro, las diferencias con respecto a los 90° (posición deseada del servo) varían desde -89.8° hasta -44° a medida que aumenta la carga. Para el ángulo del feedback del servomotor, las diferencias con respecto a los 90° varían desde -90° hasta -54° a medida que aumenta la carga.

En términos porcentuales, las diferencias con respecto a los 90° son negativas y varían desde aproximadamente -0.22%

hasta -100% para el ángulo medido en el goniómetro, y desde aproximadamente -0.22% hasta -60% para el ángulo del feedback del servomotor, a medida que aumenta la carga.

Estos cálculos reflejan cómo las diferencias porcentuales indican la desviación de los ángulos medidos respecto al valor de referencia de 90° bajo diferentes condiciones de carga, lo que muestra la variación relativa en la precisión del sistema comparada con el ángulo deseado.

A pesar de las limitaciones del motor seleccionado, con un torque nominal de $1.57 Nm$ y el torque aproximado del exoesqueleto de $1.4 Nm$, los resultados de las pruebas piloto indican el potencial del dispositivo en la asistencia al movimiento del miembro superior. Sin embargo, también resaltan áreas críticas de mejora, especialmente en términos de comodidad, ergonomía y adaptabilidad a diferentes usuarios.

Las sugerencias de los voluntarios proporcionan una base sólida para futuras iteraciones y mejoras en el diseño del exoesqueleto. Estos resultados respaldan la importancia de la retroalimentación de los usuarios en el desarrollo de tecnologías de asistencia y rehabilitación.

V. CONCLUSION

Se logró satisfactoriamente sus objetivos al diseñar, implementar y evaluar exitosamente el prototipo de exoesqueleto de miembro superior. Se llevó a cabo de manera integral, permitiendo la realización de pruebas con voluntarios y el análisis de los resultados obtenidos. El trabajo se benefició enormemente de las diversas perspectivas y opiniones aportadas por diferentes profesionales, lo que desempeñó un papel vital en todas las etapas del desarrollo del proyecto. El éxito se basó en la colaboración y el esfuerzo conjunto de varios individuos, así como en el compromiso continuo con la mejora y la innovación en el campo de la tecnología de asistencia y rehabilitación. Se reconoce la posibilidad de obtener mejores resultados explorando alternativas de motores con mayor torque y refinando los bucles de control para optimizar el rendimiento del exoesqueleto.

REFERENCES

- [1] Organización Mundial de la Salud, Iniciativa Rehabilitación 2030, techreport, s.f. <https://www.who.int/initiatives/rehabilitation-2030>
- [2] P.-P. Han, Y. Han, X.-Y. Shen, Z.-K. Gao, and X. Bi, Enriched environment-induced neuroplasticity in ischemic stroke and its underlying mechanisms, *Frontiers in Cellular Neuroscience*, vol. 17, jul 2023.
- [3] N. Singh, M. Saini, N. Kumar, M. V. P. Srivastava, and A. Mehndiratta, Evidence of neuroplasticity with robotic hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation: a randomized controlled trial, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 18, no. 1, may 2021.
- [4] R. G. Braun and G. F. Wittenberg, Motor recovery: How rehabilitation techniques and technologies can enhance recovery and neuroplasticity, *Seminars in Neurology*, vol. 41, no. 02, pp. 167–176, mar 2021.
- [5] F. Posteraro, S. Mazzoleni, S. Aliboni, B. Cesqui, A. Battaglia, P. Dario, and S. Micera, Robot-mediated therapy for paretic upper limb of chronic patients following neurological injury, *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 41, no. 12, pp. 976–980, 2009.
- [6] S. Bhujel and S. Hasan, A comparative study of end-effector and exoskeleton type rehabilitation robots in human upper extremity rehabilitation, *Human-Intelligent Systems Integration*, jun 2023.
- [7] P. Langhorne, J. Bernhardt, and G. Kwakkel, Stroke rehabilitation, *The Lancet*, vol. 377, no. 9778, pp. 1693–1702, may 2011.

- [8] J. van Kordelaar, E. van Wegen, and G. Kwakkel, Impact of time on quality of motor control of the paretic upper limb after stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 95, no. 2, pp. 338–344, feb 2014.
- [9] K. J. Waddell, R. L. Birkenmeier, J. L. Moore, T. G. Hornby, and C. E. Lang, Feasibility of high-repetition, task-specific training for individuals with upper-extremity paresis, *The American Journal of Occupational Therapy*, vol. 68, no. 4, pp. 444–453, jul 2014.
- [10] C. E. Lang, M. J. Strube, M. D. Bland, K. J. Waddell, K. M. Cherry-Allen, R. J. Nudo, A. W. Dromerick, and R. L. Birkenmeier, Dose response of task-specific upper limb training in people at least 6 months poststroke: A phase II, single-blind, randomized, controlled trial, *Annals of Neurology*, vol. 80, no. 3, pp. 342–354, aug 2016.
- [11] J. McCabe, M. Monkiewicz, J. Holcomb, S. Pundik, and J. J. Daly, Comparison of robotics, functional electrical stimulation, and motor learning methods for treatment of persistent upper extremity dysfunction after stroke: A randomized controlled trial, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 96, no. 6, pp. 981–990, jun 2015.
- [12] Y. Iwamoto, R. Tanaka, T. Imura, T. Mitsutake, H. Jung, T. Suzukawa, S. Taki, N. Imada, T. Inagawa, H. Araki, and O. Araki, Does frequent use of an exoskeletal upper limb robot improve motor function in stroke patients?, *Disability and Rehabilitation*, vol. 45, no. 7, pp. 1185–1191, mar 2022.
- [13] Martínez-García, A. B., Valdez-Castillo, M. A., Martínez-García, M. A., & Cárdenas-Campos, A. A. (2021). Mechanical Properties of 3D-Printed Parts Made of Polyethylene Terephthalate Glycol. *Journal of Materials Engineering and Performance*. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11665-021-06032-4>.