

Universidad Modelo

Escuela de Ingeniería



Ingeniería Biomédica

Proyectos IV

Profesora: Ariana Marilyn Sánchez Mutul

“Prototipo de un exoesqueleto para miembro superior”

Alumnos:

Argüelles Salgado Yatzitl Donají
Carreras Espinal Juan José
Coronel Chan Federico Arturo
Guerrero Elizalde Andrea
Herrera Vázquez Ian
Millares Lagunas Jesica Ariadna

Ciclo escolar Enero-Junio 2024

Mérida, Yucatán a 8 de junio del 2024

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	2
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	6
OBJETIVOS.....	9
Objetivo General:.....	9
Objetivos específicos:.....	9
HIPÓTESIS.....	9
MATERIALES.....	10
METODOLOGÍA.....	11
Planeación completa del exoesqueleto.....	11
Diseño de prototipo en CPVC.....	12
RESULTADOS.....	15
Realización del diseño y construcción del circuito.....	15
Diseño integrado en Autodesk Fusion.....	16
REFERENCIAS.....	17

PROTOTIPO DE EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA LA REHABILITACIÓN DE PERSONAS DE 20 A 35 AÑOS CON HEMIPLEJÍA PARCIAL

Palabras clave: *Rehabilitación; Discapacidad Senso-Motora; Miembro superior; Prototipo; Exoesqueleto.*

Introducción

El miembro superior del cuerpo es una estructura músculo esquelética compleja que incluye los complejos articulares del hombro, el codo, la muñeca y los dedos. El primero, únicamente consta de cuatro articulaciones, siendo estas la glenohumeral, la acromioclavicular, la esternoclavicular y la escapulotorácica, las cuales permiten la aducción, abducción, flexión, extensión, pronación y supinación. El codo, por su parte, mediante las articulaciones humerocubital y humeroradial permite la flexión y extensión del mismo, mientras que la articulación radio-cubital proximal permite la pronación y supinación del brazo. Además, el complejo articular del carpo, el cual está localizado en la muñeca, tiene un amplio grado de estabilidad y permite cambios en la ubicación y orientación de la mano, transmitiendo cargas en una dirección a otra. Por último, los dedos, por su parte, son el componente elemental de la mano, compuesto de un metacarpo y tres falanges poseen tres articulaciones cada uno (Nordin, 2013).

Así mismo, la extremidad superior, en específica la mano, juega un papel fundamental en el transcurso de nuestras vidas, siendo el principal medio de interacción con el mundo que nos rodea, ya que es un órgano complejo y versátil que nos dota de la capacidad de asir y manipular objetos, además de proporcionar apoyo al cuerpo (Nordin, 2013). Nuestras manos desempeñan un papel fundamental a lo largo de nuestras vidas, mediando algunas de las habilidades más distintivas de los humanos: la capacidad de interactuar y dar forma al mundo que nos rodea.

Ahora bien, conociendo la compleja e intrincada naturaleza del sistema biomecánico del brazo, el concepto de la biomecánica de las lesiones es definida como la rama de la ciencia que va a estudiar los efectos de las fuerzas mecánicas externas, las cuales están aplicadas hacia el material biológico y dirigido a los tejidos implicados (Vargas & Ramírez, 2019), por ello, es de prever que una simple lesión o error en el sistema, pueda llegar a tener repercusiones significativas en el mismo, es decir, que las funciones motoras de dicha extremidad se verán afectadas, disminuidas o eliminadas, ya sea debido a lesiones que afecten el sistema nervioso central o periférico, o de lo contrario, alguna afección del sistema musculoesquelético, como lo pueden ser las miopatías o accidentes cerebrovasculares.

Por ello, son numerosas las razones por las cuales la función sensoriomotora de las extremidades superiores se pueden ver comprometidas, por ejemplo, los accidentes cerebrovasculares (ACV) son una de las principales causas de muerte a nivel mundial, se calcula que sólo en 2010 hubo más de 16 millones de casos de ictus en el mundo (Carvalho, 2024), y con 33 millones de casos de prevalencia, es decir, sobrevivientes de accidente cerebrovascular. En los Estados Unidos, aproximadamente 800 mil personas tienen un ictus nuevo o recurrente cada año y la mayoría de las víctimas de un ictus experimentan importantes deficiencias sensoriomotoras y requieren rehabilitación para lograr la independencia funcional (Bortole, et al., 2015).

Por otra parte, sólo en México, en el año 2021, los ACV produjeron un estimado de 37 mil decesos, posicionándose como la séptima causa de muerte en el país. Además, se calcula que en México hay 118 casos por cada 100 mil habitantes, dentro de los cuales siete de cada diez terminarán con algún tipo de discapacidad (Secretaría de Salud, 2022). En contraste con lo anterior, los accidentes cerebrovasculares son la primera causa de discapacidad en personas adultas en todo el mundo (OPS, 2021).

De igual forma, las lesiones en la médula espinal, dependiendo de la ubicación y gravedad de la lesión pueden llegar a manifestarse de diversas formas, sea como una sensación de hormigueo, o dolor durante algunos días, hasta consecuencias a largo plazo en la función no solo neuronal sino también física de las personas que impliquen una pérdida en el control de alguna parte del cuerpo, ya sea parcial o total. De acuerdo con el Centro Nacional de Estadística sobre Lesiones de la Médula Espinal, en los Estados Unidos de América aparecen alrededor de 12 mil casos nuevos de lesiones en la médula espinal, y hasta el año 2010, al menos 250 mil personas vivían con dicha lesión (NIH, 2015).

Además, según la Organización Mundial de la Salud, en todo el mundo entre 250 y 500 mil personas sufren algún tipo de lesión medular, mayormente debido a accidentes de tránsito, caídas y actos de violencia. En adición a ello, la OMS declara que este tipo de lesión puede llegar a establecer una dependencia para el cuidador, a menudo necesitando el paciente de tecnologías asistenciales que le faciliten la movilidad, la comunicación, la autoasistencia o la realización de actividades domésticas (OMS, 2015).

Las causas anteriormente mencionadas, como la lesión medular de causa traumática que supone una incidencia global de 23 casos por millón de habitantes, lo que representa 180 mil casos por año en todo el mundo y se asocia con incapacidad permanente y disminución de la esperanza de vida, son solo algunas de las posibles causas por las cuales se podrían deteriorar parcial o totalmente las funciones sensoriales y motoras de algún segmento corporal, específicamente la extremidad

superior (Mardomingo-Medialdea et al., 2018). Empero, existen también lesiones no traumáticas capaces de generar las mismas consecuencias, como lo puede ser la aparición de tumores, enfermedades autoinmunes como la artritis reumatoide, que afecta a más de 1.5 millones de mexicanos (INSABI, 2022), o enfermedades neurodegenerativas como la esclerosis múltiple, que afecta aproximadamente a 20 mil personas de 20 a 35 años en el país (Secretaría de Salud, 2016). Además, existen otras afecciones neuromusculares como son la distrofia muscular, la parálisis cerebral, traumatismos, o lesiones ocasionadas por uso excesivo como el síndrome del túnel carpiano.

De modo que, la rehabilitación y recuperación de la movilidad motriz en personas con discapacidades senso-motoras, se presenta como una desafío de gran envergadura en el ámbito de la medicina y la tecnología. Además, el 5.1% de la población mexicana tiene algún tipo de discapacidad, puesto que el 58% de estos, se refiere a limitaciones motrices (INEGI, 2015). Igualmente, alrededor de 1,000 millones de la población mundial (Discapacidad, 2023), se enfrentan a obstáculos para restablecer la función de sus brazos, lo cual se debe a lesiones neurológicas, accidentes cerebrovasculares y otras condiciones médicas que interfieren en la comunicación entre el sistema nervioso y los músculos. Estas limitaciones conllevan a un profundo impacto en la calidad de vida de los pacientes y su capacidad para llevar tareas diarias básicas y fundamentales.

En cuanto a los exoesqueletos, han tenido gran impacto en el área de la rehabilitación, ya que estos buscan proteger y sostener algún área del cuerpo si algún paciente sufrió alguna lesión y puedan perjudicar de manera parcial o completa su movilidad (López, et al., 2014). A lo largo de los años se han presentado múltiples diseños y modelos de diferentes exoesqueletos, algunos artículos mencionan que el primero fue en 1890 por un ingeniero ruso, pero estudios más recientes declaran que en 2016, Elena García Armada realizó el primer exoesqueleto para niños con atrofia muscular. Lo que lo diferencia de los demás es que este exoesqueleto es el primero de uso pediátrico, logrando que fuera adaptable a un cuerpo más pequeño y permitiendo a niños en silla de ruedas caminar durante su terapia reduciendo la degradación muscular y las complicaciones médicas.

El éxito que obtuvo su modelo Atlas y Atlas 2020 basado en la robótica blanda, que hace referencia a materiales flexibles y no pesados; ambos modelos fabricados por polímeros electroactivos que cambian al ser estimulados por un campo eléctrico permitiendo la formación de músculos artificiales, materiales piezoelectricos que convierten energía mecánica en eléctrica dando más agilidad a los movimientos de un niño detectando por medio de sensores de fuerza y biométricos, motores de DC para medir la posición angular y conocer cuál es la actividad deseada, le permitió fundar una empresa para la mejora de su modelo y comercializar dicho exoesqueleto en España y México.

Las intervenciones terapéuticas para reducir el nivel de deterioro y discapacidad en estos pacientes se ha encontrado que mejoran la ejecución de tareas visoespaciales durante el movimiento activo de la mano (Varalta et al., 2014).

Por otro lado, en el año 2024 Luca Randazzo, tomando en consideración la morbilidad de alteraciones sensoriomotoras de la mano como consecuencia de lesiones desarrolló una mano exoesquelética con el objetivo de restaurar la pérdida de función motora en dichos casos. Para ello, tomó en consideración que si bien existen soluciones tecnológicas de este tipo en laboratorios e instituciones altamente especializadas, suelen estar sumamente limitadas debido al alto nivel de complejidad, que conlleva elevados costos y no se ha desarrollado para su portabilidad. Utilizó tecnología de impresión 3D, actuadores lineales que sirven como poleas, y una serie de servomotores actuadores. Sus resultados prueban que el uso de su esqueleto facilita el uso de hasta el 70% del rango de movimiento y fuerza necesaria para la realización de tareas cotidianas.

Se desarrolló un exoesqueleto en el 2017 con el objetivo de la rehabilitación del miembro superior basado en un análisis biomecánico de la extremidad superior, determinando la necesidad de al menos 3 grados de libertad específicos. Utilizando modelos en CAD y análisis por elementos finitos, además de un sistema de control difuso, se fabricó el dispositivo el cual fue probado en pacientes que no sobrepasan los 65 kilos de peso. La terapia realizada fue en los movimientos del hombro, codo y muñeca la cual se mostró eficaz ofreciendo una alternativa para las necesidades de los pacientes logrando facilitar el movimiento del portador (R. Gutierrez, 2017).

Así mismo, a pesar de que los diseños y el enfoque de estos sean diferentes, comparten un mismo objetivo que es ayudar al soporte y movilidad de cualquier extremidad. Para ello, se consultó un análisis biomecánico que considera los rangos de movilidad y de movimiento que realizan las extremidades del paciente, así tendrá la posibilidad de realizar movimientos combinados de 3 a 5 grados de libertad (Méndez, D. 2017). Adicional al propósito principal, también se pretende evitar la fatiga de quien brinda la terapia, para que la rehabilitación tenga un proceso de menor tiempo y mejor calidad, sin riesgo de provocar alguna otra lesión (Gutierrez, et al., 2017).

Por el contrario, algunos de los problemas que se observan con los exoesqueletos, es el tamaño y lo estorboso que podrían llegar a ser. Su enfoque es más directo hacia clínicas y hospitales que brinden servicios de rehabilitación, es por eso que no permite a los usuarios realizar actividades fuera de los consultorios (Blanco, 2017).

Con el propósito de abordar esta problemática y en áreas de aquellos que se ven afectados, el objetivo de este proyecto radica en desarrollar un prototipo de exoesqueleto enfocado para la

rehabilitación y recuperación de la movilidad motriz del brazo en personas con discapacidad senso-motora. Este exoesqueleto se concibe como una herramienta cuyo fin es restaurar la funcionalidad de la extremidad superior. Se busca que pueda ser utilizado fuera de instalaciones hospitalarias, para que favorezca actividades que las personas realizan en su día a día con menos complicaciones.

Planteamiento del problema

Se conocen 16 millones de casos a nivel mundial por accidentes cerebrovasculares (ACV), teniendo como consecuencia la parálisis o debilidad muscular, problemas de coordinación, rigidez muscular, o hemiplejías, las cuales se caracterizan por parálisis o debilidad en un lado del cuerpo, y afecta especialmente a quienes han sufrido un accidente cerebrovascular. Se estima que a los seis meses del incidente más de una tercera parte de los pacientes tendrán una extremidad superior no funcional (Carvalho, 2024).

La pérdida de movilidad de un brazo puede tener un impacto significativo en la capacidad para realizar actividades diarias, y por ende en la calidad de vida de las personas. Ante este desafío los exoesqueletos portátiles propuestos proporcionarían una forma controlada y automatizada de rehabilitar músculos dañados, no sólo evitando su atrofia sino acelerando la recuperación funcional y por ende la recuperación de los pacientes con el tratamiento.

Es por ello, que el desarrollo de exoesqueletos portátiles para la rehabilitación de la hemiplejía del brazo, es una oportunidad para mejorar el acceso a la atención sanitaria y promover la independencia y la recuperación funcional en pacientes que presentan los problemas anteriormente mencionados. Por lo tanto, dichos desarrollos podrían abordar esta problemática al proporcionar una herramienta económica y conveniente para la terapia de rehabilitación, que permita a los pacientes realizar ejercicios regulares y actividades de rehabilitación ya sea en el hospital o en casa, sobre todo durante las etapas inmediatamente posteriores al evento, pues los primeros seis meses son determinantes, en cuanto a la recuperación de la funcionalidad se trata. En este sentido, este dispositivo tiene el potencial de mejorar significativamente los resultados de la rehabilitación y la calidad de vida de los pacientes.

Por otro lado, se ha probado que el entrenamiento de extremidades superiores asistido por robots mejora con eficacia la función de un brazo paralizado en pacientes con ictus (Varalta, 2014). Sin embargo, este acercamiento queda mayormente relegado a laboratorios de investigación y centros de salud altamente especializados, limitando la adopción y uso diario por parte de los usuarios

(Randazzo, 2017). Además, se ha de considerar que a menudo el proceso de rehabilitación inicia en el entorno hospitalario después del accidente, enfocándose inicialmente en áreas del cuerpo más prioritarias, como piernas, y torso, para posteriormente iniciar con la parte superior del brazo.

Por otro lado, la continuidad en la atención médica especializada puede suponer una carga financiera significativa para los pacientes y sus familias, por lo cual, se proporciona una solución de rehabilitación portátil y reutilizable, los exoesqueletos pueden reducir los costos asociados con la atención de rehabilitación a largo plazo y al mismo tiempo aumentar la eficiencia de los recursos sanitarios.

Este hecho podría facilitar a los pacientes que actualmente cuentan con dificultades para acceder a centros médicos especializados el recibir tratamiento de rehabilitación el realizar ejercicios y tratamientos desde la comodidad del hogar, facilitando el acceso y la continuidad de la atención, y mitigando así la necesidad de desplazarse largas distancias para acceder a la atención sanitaria requerida. Teniendo una limitación en las opciones de rehabilitación, especialmente para quienes no tienen acceso a instalaciones médicas especializadas o enfrentan dificultades financieras para continuar el tratamiento.

Por todo lo anteriormente mencionado, surge la necesidad de desarrollar una solución para esta problemática. El desarrollo de exoesqueletos portátiles para la rehabilitación de la hemiplejia del brazo es una respuesta a una necesidad médica presente en la actualidad.

Para lograrlo, la construcción de dicho exoesqueleto requiere del uso de sensores específicos, en este caso, electrodos de superficie, útiles en la electromiografía (EMG), siendo que Navarro O. (2017) menciona que el uso de un dispositivo electrónico, como lo es la interfaz mioeléctrica, permite que dichas señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, es decir, las señales superficiales de la actividad muscular, sean procesadas por un circuito eléctrico y a su vez, sean usadas para tener una recreación de alguna acción del miembro.

Es decir, mediante la EMG, habrá señales que permitan medir la actividad mioeléctrica y mediante una interfaz de control muscular, usar una serie de actuadores que ayuden al paciente a tener una mayor movilidad.

Así mismo, mediante el uso de un microcontrolador, permite realizar acciones específicas del exoesqueleto, además que tiene como característica específica, la fiabilidad del funcionamiento programado en el circuito (Zamudio Z., 2017). Para la movilidad del mismo, se requiere del uso de servomotores, los cuales permiten de manera precisa las posiciones requeridas, así como su aceleración y la velocidad (De Puebla, 2021), permitiendo un control de movimiento del brazo preciso.

En conclusión, el desarrollo de un exoesqueleto portátil para la rehabilitación de la hemiplejía del brazo es una respuesta innovadora y necesaria a los desafíos que presenta esta condición debilitante. Al mejorar el acceso a la atención de rehabilitación y promover la independencia funcional de los pacientes, esta tecnología tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida y el bienestar de los pacientes con hemiplejía.

Objetivos

Objetivo General:

Desarrollar, en tres meses, un prototipo de exoesqueleto enfocado para la rehabilitación y recuperación de la movilidad motriz del brazo en personas de 20 a 40 años con hemiplejía a causa del Accidente Cerebro Vascular (ACV).

Objetivos específicos:

- Definir los materiales sólidos a usar para la construcción del exoesqueleto del brazo, antes de Semana Santa.
- Considerar la impresión en 3D del boceto del exoesqueleto para usarlo como molde de las piezas del exoesqueleto antes de Semana Santa.
- Detallar, mediante Autodesk Fusion, el boceto del exoesqueleto del brazo, en abril.
- Construir un prototipo inicial del exoesqueleto de brazo con tubos PVC en abril.
- Calcular mediante el programa de Kinovea los rangos de movimientos del brazo, el dos abril.
- Demostrar que el exoesqueleto soporte el peso de 1 Kg al finalizar su construcción en junio.

Hipótesis

La implementación del exoesqueleto para la asistencia de movimiento motriz, mejora la calidad de vida en aquellas personas que presentan hemiplejía parcial de la movilidad de la extremidad superior, además, revoluciona el proceso de rehabilitación, permitiendo que los pacientes se involucren en terapias intensivas que replican movimientos naturales esenciales para la recuperación motora.

Materiales y Métodos

El diseño del estudio para la elaboración del exoesqueleto del miembro superior fue mixto, siendo la muestra de población mexicana con rango de edad de 20 a 35 años con hemiplejía parcial, sin embargo, hubo un consenso en cuanto a las personas que presentan obesidad, ya que el enfoque para el exoesqueleto, va dirigido a lograr cargar un peso del brazo completo, no mayor a 10 kg, teniendo en cuenta el peso del propio exoesqueleto y del brazo del paciente.

La realización del prototipo de un exoesqueleto, llevó un proceso prolongado y complejo, es por ello, que se dividió en 2 etapas para poder tener una mejor organización y control en su elaboración, disminuyendo los problemas y errores que pudieran presentarse.

Planeación completa del exoesqueleto

Para iniciar el proyecto, se requirió del uso del programa de Kinovea, para el entendimiento del movimiento en cuanto a los rangos y ángulos de cada movimiento realizado en el miembro superior, a partir de ello, se realizó un prototipo de CPVC para poner en práctica lo estudiado y replicar los movimientos de las articulaciones, desde el hombro hasta la mano. El exoesqueleto se diseñó para que fuera estéticamente agradable para el usuario considerando factores como el peso, tamaño y la apariencia en general. Esto para asegurar la satisfacción del paciente y la mayor comodidad posible.

Iniciando con la articulación del codo, se requirió de dos estructuras sólidas y paralelas tanto al brazo como al antebrazo para ser los sistemas de soporte y sujeción que mantengan el exoesqueleto en su lugar, permitiendo ser el punto de anclaje para los sistemas de accionamiento, asegurando la distribución de las cargas del brazo y antebrazo de manera uniforme.

Por otro lado, los rangos de movimientos que realizan las articulaciones del miembro superior, suelen tener un intervalo estándar, pero al variar la edad, género, condición física y/o el estado de salud de cada persona, se consideró establecer una etapa de calibración que se ajuste a cada usuario al momento de colocarlo, fijando así su rango de movimientos específicos. Continuando con la muñeca, al ser una articulación que depende del movimiento del codo, para la realización de la supinación y pronación en concreto, se ideó la forma de poder cumplir con este movimiento.



Figura 1.- Evaluación de rangos de movimiento para el prototipo.

En lo concerniente a las articulaciones de los dedos, se tomó fuerte inspiración en los elementos anatómicos del cuerpo humano, dígase los huesos, músculos y ligamentos, mayormente poseen un grado de libertad. Todo esto pudo ser reducido a un que el movimiento de cada dedo se deba a un solo sistema de transmisión guiado por poleas fijas en una estructura parecida a un guante, pero con estructuras sólidas paralelas a los huesos, que se coloque sobre la mano del usuario. La

longitud de los segmentos sólidos se fijó en base a la longitud promedio del hueso humano, con la idea de poder ajustarlo a cada usuario en futuras iteraciones.

Luego, se procedió con un diseño en Autodesk Fusion que posteriormente fue impreso en 3D. En los puntos donde se ubican los codos de CPVC, se estudió el funcionamiento para luego integrar los motores en el prototipo. Se realizaron cálculos de fuerza necesaria para la extensión y flexión del brazo, considerando las áreas involucradas, así como la supinación y pronación del antebrazo. También fueron evaluados los movimientos de cada dedo y la rotación de la muñeca para determinar la cantidad de motores requeridos para ejecutar dichos movimientos. Con la cantidad de motores determinada y conocimiento sobre los movimientos implicados, se diseñó un circuito que permitiera el movimiento de los motores de ambos lados, posibilitando así un amplio rango de movimiento para el exoesqueleto.

Así mismo se consideró la comodidad del usuario durante el uso prolongado del exoesqueleto, se colocaron unas almohadillas para evitar el desconfort, asegurando un ajuste adecuado, distribución del peso y una ventilación adecuada para evitar la fatiga y el malestar con esto se aseguró que el exoesqueleto pueda ser usado durante una gran cantidad de tiempo.

Diseño de prototipo en CPVC

Antes de la realización definitiva del prototipo del exoesqueleto, se optó por trabajar en la creación de una versión preliminar, concebida como un boceto inicial, esta se realizó haciendo uso de material CPVC. Esta aproximación, ofreció una exploración de los conceptos de diseño y funcionalidad que fueron imprescindibles para incorporar en la versión final del prototipo, así como una evaluación inicial de la viabilidad técnica, así como ergonómica que implicaría.

El material CPVC se eligió para la construcción del prototipo preliminar debido a sus bajos costos, resistencia, y el hecho de que su naturaleza maleable y variedad de piezas prefabricadas de diferentes formas y tamaños, facilita el ensamblaje de una estructura que incorpore articulaciones móviles con firmeza. La implementación de esta versión inicial, facilitó el comprender con mayor facilidad el diseño propuesto y, en adición, proporcionó una base sobre la cual añadir mejoras en las interacciones consecuentes para alcanzar el prototipo final.

En primer lugar, se seleccionó un tubo de CPVC diámetro de media pulgada el cual se usó para ser la estructura de soporte principal y sobre la cual se unirían las piezas de articulación. Para permitir los movimientos articulados en esta estructura se emplearon piezas anguladas de codo a 90 grados (B&K®) de $\frac{1}{2}$ " , junto con tuercas unión de $\frac{1}{2}$ " pulgada (B&K®), que cuentan con dos terminales de tubo unidas por una tuerca con interior roscado que se amolda con firmeza visto en la figura 2.



Figura 2.- Materiales CPVC: Tubo de $\frac{1}{2}$ ", Tuerca Unión, Codo de 90°

Estas tuercas, no solo actúan como elementos de unión, sino que también proporcionan la capacidad de rotación entre los elementos acoplados para emular los movimientos del cuerpo. Para que funcionara como se pretendía se tuvieron que dejar en una posición fija utilizando pegamento especial para CPVC Tangit.

En el caso de la articulación del codo, se diseñó un mecanismo utilizando las tuercas de unión que permite movimientos de flexión y extensión. La disposición y la configuración de estas tuercas se ajustaron para imitar el movimiento del codo. Para la replicación de la pronación y supinación del antebrazo, se aprovechó la capacidad de rotación de la tuerca de unión del codo, esto permitió crear un sistema que imita los movimientos de rotación del antebrazo.

En cuanto a la articulación del hombro, se implementaron tres tuercas de unión para simular la abducción y aducción lateral, así como la flexión y extensión de este. La disposición de estas tuercas se ajustó de acuerdo al plano anatómico correspondiente, ya sea el plano coronal para las abducciones y aducciones laterales, o el plano sagital para las elevaciones frontales y posteriores. Además, se incorporó la rotación interna del hombro mediante la colocación estratégica de una tuerca de unión en una vista transversal mostrado en la figura 3.



(A)



(B)



(C)

Figura 3.- Prototipo preliminar en CPVC. Extensión completa (a) y extensión a 90° en vista lateral (b) y medial (c).

Utilizando una combinación de tornillo de 8x $\frac{3}{4}$ " de pulgada (Veker®) de metal y armellas cerradas de $\frac{3}{4}$ " de pulgada (Hillman®) aptas para soportar peso, poleas sencillas de metal (Veker®) con canal de 0.5 cm apto para cuerdas, soportando un peso de hasta 45 kg máximo para facilitar la carga de elementos pesados, y cuerda de nylon trenzado, se realizó un sistema de cables y poleas para realizar el movimiento del prototipo mediante una serie de micromotorreductor tipo pololu. Dichos motores, haciendo uso de una alimentación de 6V a 100 mA, son capaces de generar una velocidad 1000 RPM y un torque de 0.29kg/cm. Y su pequeño tamaño, de tan solo 10 × 12 × 26mm ayuda a reducir el peso del prototipo. Además, son fácilmente manejables ya sea mediante un circuito analógico, o uno digital mediado por algún microcontrolador. El resultado final de este proceso de diseño y construcción es un prototipo que permite una gama de movimientos que imitan los patrones de movimiento del brazo.

Resultados

Definición de los materiales sólidos a usar para la construcción del exoesqueleto.

La definición de los materiales sólidos a usar para la construcción del exoesqueleto, fue laborioso, debido a que se debieron de considerar muchos parámetros para lograr definirlos, es decir, si era resistente a la fricción, a la fuerza, al peso de gravedad, si era ergonómico o no. A esto, se descartó el uso de MDF, ya que no es un material resistente, cambiándolo únicamente al material del filamento FFF, el cual es usado para la impresión 3D, además de presentar mayor resistencia y soporte de peso que fue del brazo humano, presentando igual, dicho modelo, motores y placas PCB. Además, para el área de la mano, de manera semejante, se usó el material de filamento FFF, para la impresión 3D, pero a diferencia del brazo, está sección, presenta menor peso.

Realización del diseño y construcción del circuito

El sistema de control y potencia para el exoesqueleto fue diseñado en dos partes esenciales que coordinaban y ejecutaban los movimientos de manera eficiente y segura. En primer lugar, la parte de potencia estaba formada por un puente H compuesto por MOSFETs. Esta configuración permitía controlar la dirección y la intensidad del flujo eléctrico que alimentaba los motores responsables de los movimientos del exoesqueleto. La capacidad de los MOSFETs para conmutar rápidamente entre encendido y apagado garantizaba una respuesta rápida a las señales de control.

La segunda parte del circuito consistía en dos optoacopladores que actuaban como elementos de aislamiento entre el sistema de potencia y el sistema de control todo visualizable en la Figura 1. Estos optoacopladores se integraron como botones simulados en esa etapa de diseño, lo que permitió evitar posibles fallos o errores en una de las áreas sin afectar la funcionalidad del otro sistema. Este enfoque de aislamiento era crucial para proteger tanto los componentes electrónicos como al usuario durante el funcionamiento del exoesqueleto.

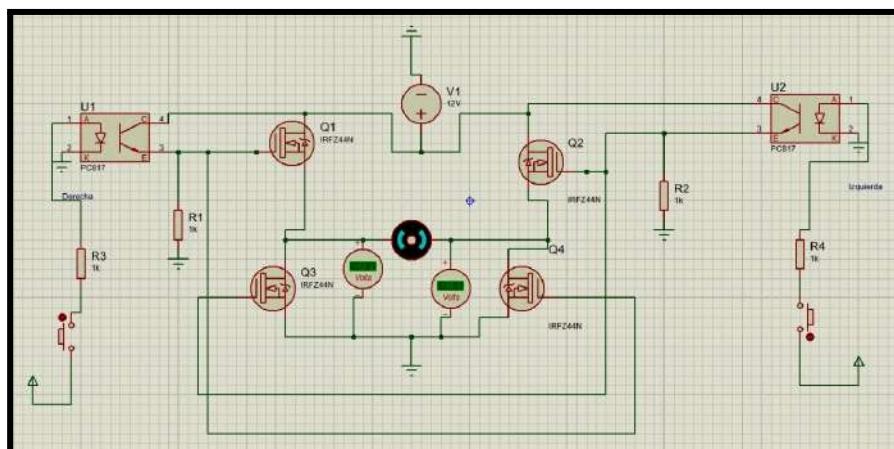


Figura 1.- Representación esquemática del sistema de control.

Además del sistema de control electrónico, se previó un sistema mecánico de poleas y engranajes para el movimiento del brazo. En el caso del hombro, se emplearon motores con poleas y engranajes diseñados específicamente para la abducción, aducción, elevación y rotación interna del hombro. Estos motores se sincronizaron con el sistema electrónico de control para asegurar una ejecución coordinada y fluida de los movimientos.

Para la articulación del codo y el antebrazo, se dispusieron sistemas de engranajes independientes para cada uno. Estos sistemas permitieron la flexión, extensión, pronación y

supinación del antebrazo, proporcionando así una amplia gama de movimientos que imitaban los patrones naturales del movimiento del brazo humano.

Diseño integrado en Autodesk Fusion.

Se realizó un diseño preliminar de la primera idea del exoesqueleto en Autodesk Fusion, considerando las funcionalidades clave del modelo previo elaborado en CPVC (Figura 2). En particular, se mantuvo la similitud del mecanismo de la tuerca de unión en la parte del codo, lo que garantizaba una articulación suave y controlada para los movimientos de flexión y extensión.

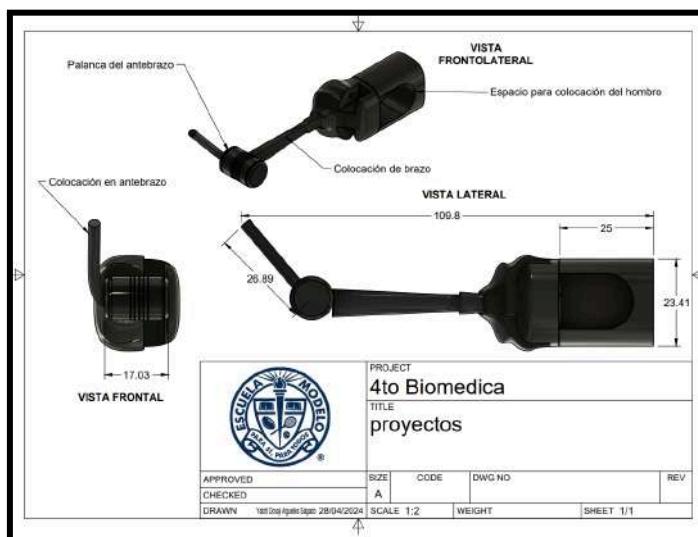


Figura 2.- diseño del primer prototipo del exoesqueleto de brazo en Fusion 360.

Durante el proceso de diseño, se incluyó la pronación y supinación de la mano. Esto se logró gracias al diseño de la parte del codo, inspirado en el mecanismo de la tuerca de unión utilizado en el modelo anterior de CPVC. Este enfoque permitió integrar mecanismos que posibilitan giros de la muñeca. Además, se dedicó especial atención al diseño del soporte del hombro, debido a que se implementaron ajustes personalizables para adaptarse a las diferentes morfologías y necesidades individuales de cada usuario. Esta característica ajustable no solo mejoró la comodidad durante el uso del exoesqueleto, sino que también optimizó su eficacia al asegurar un ajuste adecuado y una distribución equitativa del peso.

Sin embargo, se descartó por el hecho de tener la ergonomía semejante a un báculo, así como el hecho de no presentar lugares para la inserción y sostén del miembro superior.

Por lo anterior, se volvió a diseñar otro esquemático del exoesqueleto de manera que tuviera lugares de inserción firmes y cómodos, de manera que, en vez de que fuera redondo como el anterior, se optó por un diseño plano, el cual se imprimió en 3D, donde esta vez ya poseía lugares donde pudieran insertarse unas lazos dentados, permitiendo que fuera ajustable en ancho y largo de cada brazo de distintos posibles pacientes (Figura 3, 4, 5 y 6).

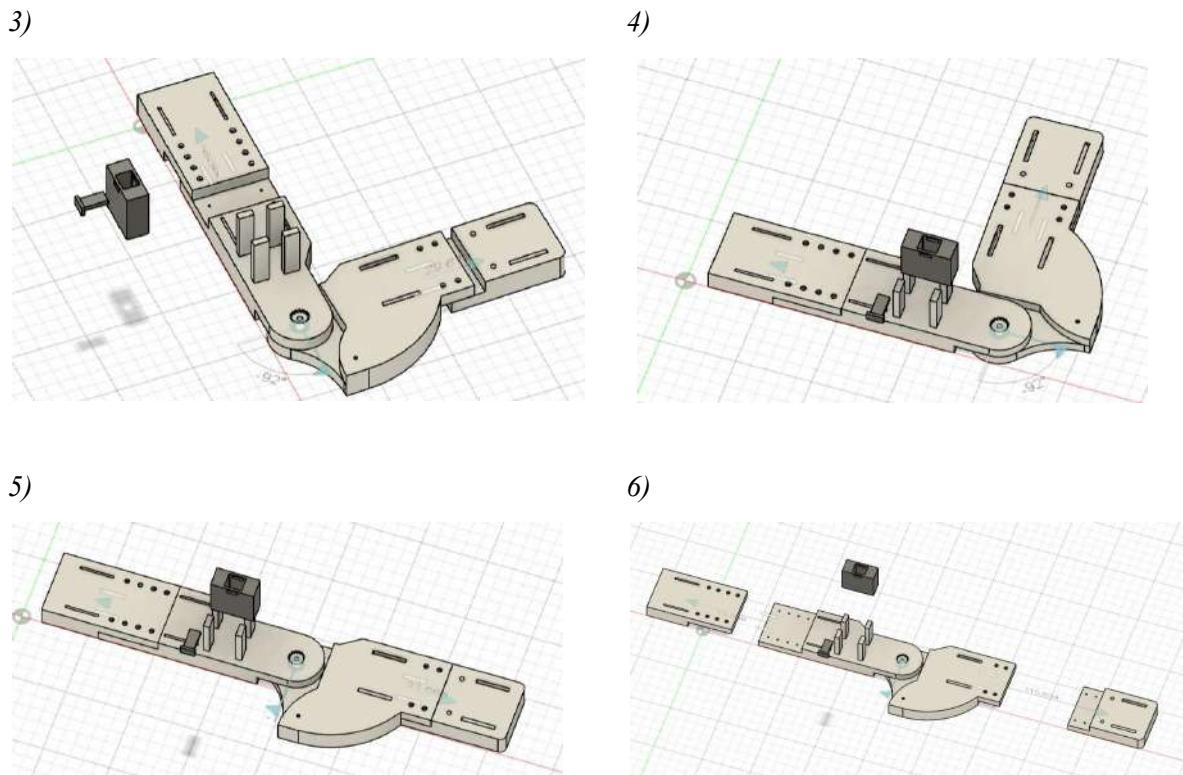


Figura 3, 4, 5 y 6.- Diseño final del exoesqueleto del brazo y antebrazo.

Presentación de movimientos con el exoesqueleto del brazo.

En las figuras 7, se muestra en general el exoesqueleto físico, ya puesto en el sujeto de prueba, demostrando que tiene una extensión mayor a 80° , y una flexión de 95° . Es por ello, que el presente modelo posee una ergonomía sencilla pero práctica para dichos movimientos, permitiendo que la movilidad de esos movimientos en concreto, se use como tratamiento para los pacientes con hemiplejía parcial.

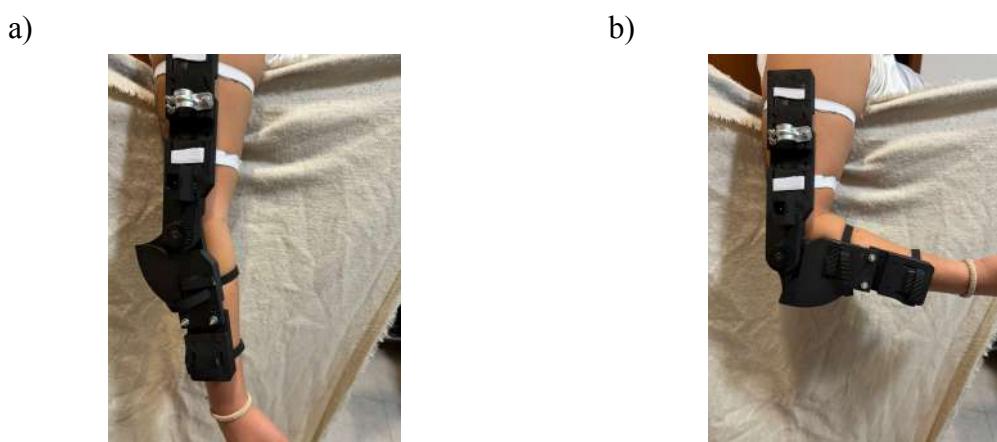


Figura 7.- Rangos de movimientos; a) Exoesqueleto montado en posición de extensión de brazo; b) Esqueleto en posición de flexión casi en un ángulo de 90° grados

Discusión

En este apartado, se presentan los resultados obtenidos del desarrollo del exoesqueleto de brazo diseñado para la rehabilitación de pacientes con hemiplejia parcial, comparándolos con estudios previos. Las referencias utilizadas incluyen a Méndez (2017), R. Gutiérrez (2017), Blanco Ivorra (2017), Luca Randazzo (2018) y Carvalho (2024). Cada una de estas investigaciones ofrece un marco de referencia para evaluar y contextualizar la eficacia y las características de nuestro dispositivo en comparación con otros diseños existentes.

Para el hombro, inicialmente se tenía planeado incluirlo en nuestro diseño utilizando tres engranajes colocados en distintos ejes para simular los movimientos de elevación frontal, lateral, así como las abducciones, aducciones y rotaciones del hombro. Sin embargo, este enfoque fue descartado debido a la dificultad técnica y la complejidad de implementación. A pesar de ello, nuestros resultados sugieren una mejora notable en la amplitud de movimiento del hombro, lo cual parece estar en línea con lo reportado por estudios previos como el de Méndez (2017). En contraste, el prototipo evaluado por Méndez es una máquina grande y pesada, apenas móvil con unas ruedas, que requiere que el paciente esté inmóvil y sentado o parado. Este prototipo solo permite realizar elevaciones laterales y frontales, además de las abducciones, pero no ofrece la capacidad de rotación del hombro. La comparación de nuestros resultados con este diseño más limitado sugiere que, aunque nuestro exoesqueleto no incluye actualmente el soporte completo para el hombro, ofrece una mayor flexibilidad y comodidad para el usuario, al mismo tiempo que mantiene una eficacia comparable en los movimientos soportados.

Por otro lado, el diseño del codo experimentó varios cambios antes de llegar a su versión final, la cual es muy similar en funcionalidad al descrito por R. Gutiérrez (2017). Ambos diseños funcionan con una lógica de engranajes, pero nuestro exoesqueleto cuenta con un soporte más estable, ajustado mediante bandas elásticas y de velcro. Además, implementamos bandas dentadas para optimizar el uso de engranajes. La principal diferencia es que el dispositivo de Gutiérrez, similar al mencionado anteriormente, es un sistema inmóvil donde la persona debe mantenerse quieta, mientras que el nuestro permite mayor movilidad. Además, nuestro diseño fue impreso en 3D, lo que contrasta con los materiales utilizados en el prototipo de Gutiérrez.

En cuanto al antebrazo, inicialmente se consideró incluir un mecanismo que permitiera la supinación y pronación utilizando un engranaje circular para facilitar el giro del antebrazo. Sin embargo, esta idea fue descartada debido a la complejidad técnica y el volumen que ocuparía en el prototipo. Aunque los diseños preliminares mostraron potencial, la incorporación de este mecanismo habría resultado en un dispositivo demasiado grande y pesado para su uso práctico. Por otro lado, Blanco Ivorra (2017) implementó un mecanismo similar en su diseño, utilizando la misma lógica de engranajes para facilitar el movimiento del antebrazo. Sin embargo, su mecanismo resultó ser muy grande, lo que habría hecho imposible su integración en un exoesqueleto de brazo completo como el nuestro. A pesar de estas limitaciones, nuestros resultados en la mejora de la supinación y pronación del antebrazo son comparables a los reportados por Blanco Ivorra. La diferencia principal radica en la optimización del tamaño y la funcionalidad del dispositivo, permitiendo una mayor comodidad y adaptabilidad para el paciente.

Por último, enfocado a la palma y los dedos, desarrollamos un sistema de tracción mediante hilos, con un soporte en la parte posterior de la palma para los motores individuales de cada dedo. Cada motor tiene un canal específico para guiar el hilo correspondiente, y los dedos se diseñaron basándose en férulas impresas en 3D. En la referencia de Luca Randazzo (2018), se implementó un enfoque similar utilizando un material retráctil con capacidad de volver a su punto original con fuerza, eliminando la necesidad de canales y colocándose directamente en cada dedo. Sin embargo, su diseño resultó ser muy brusco debido a la cantidad de cables, y la fuente de poder y el microcontrolador estaban ubicados en el pecho, lo que resultaba incómodo para el usuario. En contraste, optamos por hacer nuestro dispositivo más pequeño y cómodo, asegurando una mayor portabilidad y facilidad de uso.

Para los dedos, inicialmente se propuso un diseño similar al de Carvalho (2024), que funcionaba como una biela-manivela para controlar la contracción y relajación del dedo. Sin embargo, esta idea fue descartada por ser demasiado pesada y estorbosa. Carvalho implementó un sistema de empuje por engranajes individuales para cada dedo, hecho a través de impresión 3D, que permite controlar con precisión la fuerza y la velocidad del movimiento. A pesar de sus ventajas, no logramos implementar este sistema en nuestro prototipo, optando en su lugar por el sistema de jalón de cuerda y las férulas individuales por dedo. Aunque ambos enfoques lograron mejorar la funcionalidad de la palma y los dedos, nuestro diseño ofrece ventajas en términos de comodidad y usabilidad.

Conclusión

Al finalizar este proyecto pudimos desarrollar un prototipo de exoesqueleto enfocado en la rehabilitación de personas de entre 20 a 40 años que presentan hemiplejia a causa de un accidente cerebrovascular todo esto en el tiempo esperado.

La elección de los materiales sólidos del exoesqueleto resultó un tanto complicada ya que se deben tomar en cuenta muchos parámetros para asegurar el confort y la ergonomía al momento de que el paciente use el exoesqueleto. Nuestra primera opción fue el material MDF pero nos dimos cuenta de que no era lo suficientemente resistente para entrar en contacto con el cuerpo pudiendo romperse al momento de su uso esta fue la primera limitación decidimos cambiar a filamento FFF utilizado en la impresión 3D.

Posteriormente se diseñó y construyó un circuito para el sistema de control y potencia este está dividido en dos partes la primera está formada por un puente H compuesto por MOSFETs, esta configuración permite controlar la dirección y la intensidad del flujo eléctrico que alimenta los motores responsables de los movimientos del exoesqueleto y la segunda parte consiste en dos optoacopladores que actúan como elementos de aislamiento entre el sistema de potencia y el sistema de control, además de este circuito se utilizó un sistema mecánico de poleas y engranajes para los movimientos del brazo cabe señalar que el circuito de control fue fabricado en una placa para que este se utilizara de una manera más compacta integrando todos los componentes ocupando así menos espacio, la segunda limitación fue el diseño del exoesqueleto en fusión ya que el primero que realizamos no tenía lugar para la inserción y sostén del miembro superior.

Referencias

1. Blanco A. (2017). *Asistencia del movimiento de pronosupinación de la muñeca*. Recuperado de:
http://dspace.umh.es/bitstream/11000/3868/1/TFM%20Blanco_Ivorra_Andrea.pdf#page14
2. Bortole, M., Venkatakrishnan, A., Zhu, F., Moreno, J. C., Francisco, G. E., Pons, J. L., & Contreras-Vidal, J. L. (2015). *The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 12(1).
<https://doi.org/10.1186/s12984-015-0048-y>
3. Carvalho, M.V.P., Miranda de Sá, A.M.F.L., Pino, A.V., Fontana, A.P., Tierra-Criollo, C.J. (2024). *Motion Evaluation of a Finger Exoskeleton for Rehabilitation*. In: Marques, J.L.B., Rodrigues, C.R., Suzuki, D.O.H., Marino Neto, J., García Ojeda, R. (eds) IX Latin American Congress on Biomedical Engineering and XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. CLAIB CBEB 2022 2022. IFMBE Proceedings, vol 100. Springer, Cham.
https://doi.org/10.1007/978-3-031-49407-9_51
4. Discapacidad. (2023). World Bank. <https://www.bancomundial.org/es/topic/disability>
5. García Armada, E., & Lorenzo, G. (2016). Primer exoesqueleto infantil del mundo para atrofia muscular espinal.
6. INSABI (2022). Día Mundial de la Artritis y las Enfermedades Reumáticas. Gobierno de México Recuperado el 6 de febrero de 2024, de:
<https://www.gob.mx/insabi/es/articulos/dia-mundial-de-la-artritis-y-las-enfermedades-reumaticas-12-de-octubre?idiom=es>
7. López, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (2014). Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad. Revista iberoamericana de automática e informática industrial, 11(3), 304-314.
8. Mardomingo, H., Fernández, P., & Molina, F. (2018). *Usabilidad y aceptabilidad de los exoesqueletos portables para el entrenamiento de la marcha en sujetos con lesión medular: revisión sistemática*. Revista de neurología, 66(02), 35.
<https://doi.org/10.33588/rn.6602.2017315>
9. Méndez, D., Arias-Montiel, M., & González, E. L. (2017). Design of an exoskeleton prototype for shoulder rehabilitation. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 38(1), 330-342. <https://doi.org/10.17488/rmib.38.1.29>
10. NIH (2015). *¿Cuántas personas tienen una lesión de la médula espinal?* <https://espanol.nichd.nih.gov/>. Recuperado el 6 de febrero de 2024, de
<https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/spinalinjury/informacion/riesgo>
11. Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético* (4a ed.). Ovid Technologies.
12. OPS (2021) *Causas principales de mortalidad, y discapacidad* Paho.org. Recuperado el 6 de febrero de 2024, de:
<https://www.paho.org/es/enlace/causas-principales-mortalidad-discapacidad>
13. Organización Mundial de la Salud (2013) *Lesiones medulares*. Who.int. Recuperado el 6 de febrero de 2024, de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
14. R. Gutierrez, P. A. Niño- Suarez, O.F. Aviles-Sánchez, F. Vanegas, J. Duque. (2017). Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. Recuperado de:

https://www.researchgate.net/profile/Oscar-Aviles-Sanchez-2/publication/228090530_Diseno_y_control_de_un_exoesqueleto_de_rehabilitacion_motora/links/55e5d9c308aec74dbe74dc2f/Diseno-y-control-de-un-exoesqueleto-de-rehabilitacion-motora.pdf

15. Secretaría de Salud (2010). *En 2021, ictus o enfermedad vascular cerebral ocasionó más de 37 mil decesos en México.* Gobierno de México. Recuperado el 6 de febrero de 2024, de: <https://www.gob.mx/salud/prensa/531-en2021-ictus-o-enfermedad-vascular-cerebral-ocasiono-mas-de-37-mil-decesos-en-mexico>
16. Secretaría de Salud (2016). *Alrededor de 20 mil personas padecen esclerosis múltiple en México.* Gobierno de México. Recuperado el 6 de febrero de 2024, de: <https://www.gob.mx/salud/prensa/alrededor-de-20-mil-personas-padecen-esclerosis-multiple-en-mexico>
17. Varalta V, Picelli A, Fonte C, Montemezzi G, La Marchina E, Smania N. *Effects of contralateral robot-assisted hand training in patients with unilateral spatial neglect following stroke: a case fseries study.* J Neuroeng Rehabil. 2014 Dec 5;11:160. doi: 10.1186/1743-0003-11-160. PMID: 25476507; PMCID: PMC4271413.
18. Vargas, K. V., & Ramírez, É. A. M. (2019). *Biomecánica de las lesiones en hombro: revisión bibliográfica crítica desde la perspectiva médico legal laboral.* Medicina Legal de Costa Rica, 36(2), 56-67. https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-00152019000200056
19. Varalta V, Picelli A, Fonte C, Montemezzi G, La Marchina E, Smania N. *Effects of contralateral robot-assisted hand training in patients with unilateral spatial neglect following stroke: a case series study.* J Neuroeng Rehabil. 2014 Dec 5;11:160. doi: 10.1186/1743-0003-11-160. PMID: 25476507; PMCID: PMC4271413.
20. L. Randazzo, I. Iturrate, S. Perdikis and J. d. R. Millán, "mano: A Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living and Neurorehabilitation" in IEEE Robotics and Automation Letters, vol. 3, no. 1, pp. 500-507, Jan. 2018, doi: 10.1109/LRA.2017.2771329
21. Navarro O., A. M. (2017). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL (EMG) DE BAJO COSTO* [Tesis, Universidad De San Carlos De Guatemala]. <https://core.ac.uk/download/pdf/158624159.pdf>
22. Zamudio Z. (2017). *La importancia y aplicaciones de los microcontroladores en la electrónica-Ingeniería.* <https://ingenieria.lasalle.mx/la-importancia-y-aplicaciones-de-los-microcontroladores-en-la-electronica/#:~:text=Un%20microcontrolador%20podr%C3%ADa%20servir%20como,de%20movimiento%20o%20proximidad%2C%20etc.>
23. De Puebla, E. y. M. (2021). ¿Qué es un Servomotor y para qué sirve? *Electrocontroles.* <https://www.electrocontrolesymotores.com/post/qu%C3%A9-es-un-servomotor-y-para-qu%C3%A9-sirve#:~:text=Un%20servomotor%20es%20un%20actuador,para%20la%20retroalimentaci%C3%B3n%20de%20posici%C3%B3n.>