

**IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO BIOMÉDICO ADAPTABLE PARA MIEMBRO
INFERIOR, COMO HERRAMIENTA DE APOYO PARA EL PACIENTE EN EL
SERVICIO DE HIDROTERAPIA EN LA CLÍNICA UNIVERSIDAD DE LA
SÁBANA**

Juan Pablo Hernández Corvacho

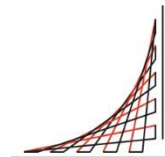
Práctica profesional

Tutor

**PT Jefferson Alberto Comba Arias
PT Ana Gabriela Gómez Patiño
PT Mónica Julieth Jiménez Rozo
PT Sindy Brillid Llano Zuluaga
PhD Juan Guillermo Ortiz Martínez
PT Paola Andrea Páez Pinzón
PhD María Leonor Rengifo Varona
PhD Luis Eduardo Rodríguez Cheu**



**Universidad del
Rosario**



**ESCUELA
COLOMBIANA
DE INGENIERÍA
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2022**

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios y la virgen María por iluminarme a lo largo de mi proceso de aprendizaje, permitiéndome crecer en los diferentes aspectos de mi vida. A todos mis familiares por brindarme aquellas palabras, de motivación y apoyo, que me permiten cada día crecer y mejorar en cada uno de los ámbitos en los que me desarrollo.

Por otro lado, agradezco a mis amigos Karen Daza, Michael Ramírez, Javier Rodríguez, Alejandra Ramírez, Valentina Garzón, Angie Zambrano, Laura Serrano y Stiven Penagos por su incondicionalidad durante estos cinco años de carrera. El trabajar con ustedes me permitió adquirir habilidades y destrezas para mi ejercicio profesional, pero, sobre todo, aprender de sus experiencias de vida y así forjar mi propia percepción de la misma.

Así mismo, tengo una inmensa cuota de agradecimiento hacia el área de rehabilitación de la Clínica Universidad de La Sábana, de manera especial al equipo de fisioterapeutas y al doctor Iván Mauricio por su disposición, paciencia, empatía, humanización y compromiso ante el planteamiento y la ejecución de este proyecto. Desde el primer día de practica me acogieron como parte de su familia, y siempre me brindaron lo mejor de ustedes apoyando cada una de mis ocurrencias por más descabelladas que fueran. Siempre los llevare conmigo.

Finalmente, expresarle mi gratitud a cada uno de mis tutores, así como aquellos que desde su conocimiento jugaron un rol de tutor. Su guía y orientación a lo largo del desarrollo del proyecto representaron aspectos cruciales para lograr los resultados obtenidos.

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	8
2. OBJETIVOS	13
2.1 Objetivo General.....	13
2.2 Objetivos específicos.....	13
3. METODOLOGÍA.....	14
3.1 Problema a solucionar	14
3.2 Fases del proyecto	14
4. RESULTADOS	29
5. DISCUSIÓN.....	34
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	35
7. CONCLUSIONES	36
REFERENCIAS	37
ANEXOS.....	41

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. TABLA PARÁMETROS PISCINA DE HIDROTERAPIA.	21
Tabla 2. DIMENSIONES ACTUADOR NEUMÁTICO DURANTE PRUEBA DE PRESIÓN MÁXIMA DE TRABAJO.	29-30

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fases del proyecto.....	14
Figura 2. Diagrama de control del dispositivo	15
Figura 3. Esquema de conexiones para el funcionamiento del dispositivo	16
Figura 4. Esquema de fuerzas actuantes y torque neto durante la extensión de rodilla ...	16
Figura 5. Esquemas de cuerpo rígido y diagrama de cuerpo libre.....	17
Figura 6. Esquema geométrico para análisis del ángulo ϕ	17
Figura 7. Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas \vec{T}_1 , \vec{T}_2 , y sus ángulos de aplicación. ...	18
Figura 8. Disposición y dimensiones de las capas del actuador neumático.	21
Figura 9. Vista interior del actuador neumático al colocar el racor macho B3 de 1/8 NPT X 5/16 de bronce.....	22
Figura 10. Actuador neumático posterior al proceso de grafado.	22
Figura 11. Actuador neumático grafado con unión para racor B103 de 1/8.....	22
Figura 12. Diseño final del actuador neumático	23
Figura 13. Esquema del montaje realizado para determinar la presión máxima de trabajo del actuador neumático.....	23
Figura 14. Esquema del montaje realizado para analizar el comportamiento del actuador ante la fuerza generada por una masa externa.....	24
Figura 15. Diseño componente textil de la interfaz física.	25
Figura 16. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 1	25
Figura 17. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 2.	26
Figura 18. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 3.	26
Figura 19. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 4.	27
Figura 20. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 5.	27
Figura 21. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 6.	28

Figura 22. Dimensiones finales del actuador neumático	29
Figura 23. Gráfica de Presión VS Longitud activa del actuador neumático.	30
Figura 24. Gráfica de Presión VS Diámetro activo del actuador neumático.	30
Figura 25. Componente textil de la interfaz física.....	32
Figura 26. Prototipo del dispositivo tipo exoesqueleto.....	33

LISTA DE ANEXOS.

Anexo 1. Diagrama de Gantt.....	41
Anexo 2. Vídeo funcionamiento flexión de rodilla.....	41
Anexo 3. Vídeo funcionamiento extensión de cadera.....	41

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Clínica Universidad de La Sábana

La Clínica Universidad de La Sábana es un centro académico de alta complejidad, prestador de servicios de salud y rehabilitación, ubicado en el municipio de Chía. Se encuentra dentro del marco de un Régimen Tributario Especial, consolidándose como una institución privada sin ánimo de lucro, la cual atiende usuarios dentro de un régimen contributivo o particular [1].

Históricamente, en el contexto de un centro académico de salud, la clínica nace del interés de la Universidad de La Sábana por constituir un centro de formación para ciencias de la salud, con énfasis en medicina, enfermería y psicología. En este sentido, y como resultado de una serie de cambios y adaptaciones, para el año 2020 la clínica recibe el reconocimiento de Hospital Universitario por parte del Ministerio de Salud y Protección Social y el Ministerio de Educación, reforzando su papel en la formación de personas, la transferencia de conocimiento e investigación en beneficio de la comunidad [2].

Actualmente, la Clínica Universidad de La Sábana se encuentra en proceso de posicionarse como referente nacional en asistencia de alta complejidad, docencia e investigación, priorizando en cada uno de estos aspectos los mejores desenlaces y cuidado para los pacientes y familiares [1]. En este orden de ideas, la clínica ha implementado el proceso interdisciplinario de rehabilitación PIR®, el cual consiste en el abordaje integral del paciente, a través de intervenciones en rehabilitación, para conseguir los mejores resultados terapéuticos posibles [3]. Por tal motivo, la clínica ofrece una atención conjunta desde diferentes especialidades terapéuticas como lo son la fisioterapia, terapia ocupacional, fonoaudiología y psicopedagogía, donde cada una de éstas cuenta con ciertas tecnologías de rehabilitación que apoyan sus intervenciones, sin embargo, para el caso de fisioterapia, específicamente la modalidad de hidroterapia, la clínica no cuenta con tecnologías que contribuyan en este servicio, por lo cual, durante el periodo de practica se plantea un proyecto enfocado al desarrollo de una tecnología de rehabilitación, a través de la cual se apoyen las sesiones de hidroterapia en la Clínica Universidad de La Sábana. Finalmente, para lograr esto, se asignaron tareas como el acompañamiento de las sesiones terapéuticas y análisis de los ejercicios trabajados en estas, buscando una integración de estos procesos en la implementación del dispositivo propuesto.

1.2. Planteamiento del problema y justificación de la práctica de investigación

Un accidente cerebrovascular (CVA por sus siglas en inglés) es un evento clínico agudo que causa alteraciones localizadas de la función cerebral debido a una disminución o interrupción del suministro sanguíneo en dicha zona [4], [5]. Esta disminución o interrupción del flujo sanguíneo es un problema a nivel vascular el cual provoca que el tejido cerebral no reciba la cantidad de oxígeno y nutrientes necesarios, generando de esta manera muerte celular de las células cerebrales [6]. De acuerdo con el origen fisiológico que afecte el flujo de sangre hacia el cerebro, un ACV puede clasificarse en 3 principales tipos: trombótico, embólico y hemorrágico [6]. Un ACV de tipo trombótico se presenta por la formación de coágulos a través de vasos arteriales que han disminuido su grosor, principalmente por acumulación de tejido adiposo en sus paredes, ocasionando que el flujo

de sangre se vea interrumpido [4], [7], [8]. Por su parte, en un ACV embólico ocurre una interrupción del flujo sanguíneo a causa de coágulos provenientes de otras zonas del cuerpo, diferentes a la región cerebral, los cuales se transportan hasta ubicarse en el cerebro [4], [9]. Finalmente, un ACV de carácter hemorrágico se caracteriza por la ruptura de un vaso sanguíneo localizado en la región cerebral, generando una irrigación desmedida sobre el cerebro [4], [10]. En términos generales, independiente del tipo de ACV, una persona que sufra un accidente cerebrovascular se caracteriza por manifestar una serie de síntomas tales como dificultad para hablar, reducción de la capacidad cognitiva, parálisis de cara, brazos y/o piernas, alteraciones del campo visual, dolor de cabeza y alteración de su patrón de marcha [11].

Los accidentes cerebrovasculares representan la segunda causa de muerte a nivel mundial, y el principal causante de discapacidad [12]. Respecto a la mortalidad de los accidentes cerebrovasculares, según la Organización Mundial de la salud en 2015 ocurrieron más de seis millones de muertes debido a un ACV [13], [14]. En Colombia se determinó una tasa de mortalidad de 32 por cada 100.000 habitantes para el año 2019, registrando un total de 15.882 muertes [13]. Ahora bien, en relación con el factor discapacitante de la patología, en Estados Unidos de cada 795.000 personas afectadas por ACV, el 26 por ciento de estos presenta discapacidad permanente asociada al desarrollo de actividades de la vida diaria, mientras que el 50% manifiesta una disminución de su movilidad debido a una hemiparesia [15]. Adicionalmente, de los pacientes que padecen un ACV a nivel mundial, una quinta parte de ellos padecen algún tipo de discapacidad luego de un periodo de tres meses [16], [17], en donde el 50% de los casos presentan alteraciones de sus capacidades motrices, afectando el patrón de marcha, el equilibrio y una reducción general de la función física [16], [17].

La alta tasa de incidencia que manifiestan los accidentes cerebrovasculares ha promovido el desarrollo de diferentes mecanismos de respuesta, enfocados en la prevención y el tratamiento de la enfermedad según el estadio del ACV. En este orden de ideas, los principales mecanismos de respuestas son de prevención primaria, prevención secundaria y prevención terciaria [11]. Los mecanismos de prevención primaria están orientados en ejercer un control sobre los factores de riesgo [11]. Por otro lado, los mecanismos de respuesta secundaria están dirigidos hacia el tratamiento precoz por parte de los profesionales de la salud, en un contexto de emergencia [11]. En complemento con las estrategias previamente descritas, los mecanismos de prevención terciaria dirigen sus respuestas a la implementación de programas de rehabilitación interdisciplinarios, con el objetivo de obtener la mayor recuperación posible de funcionalidad del paciente con secuelas de un ACV [11], [18]. Debido a que la población de interés en el presente proyecto son pacientes que presenten discapacidad generada por secuelas de accidentes cerebrovasculares, y por lo cual se encuentren activos dentro de un proceso de rehabilitación, específicamente sesiones de hidroterapia, se hará énfasis en los procesos de rehabilitación interdisciplinarios como mecanismos de prevención terciaria ante el padecimiento de un ACV.

La Organización Mundial de la salud define la rehabilitación como una serie de intervenciones orientadas a la optimización del funcionamiento y la disminución de la discapacidad, en personas que presenten una o varias alteraciones a nivel de su salud, y debido a las cuales se vea afectada la relación con su entorno [19]. En este sentido, un programa de rehabilitación para pacientes con secuelas de ACV, y en términos generales

para cualquier persona, estará conformado por todo tipo de procedimiento que permita potenciar las capacidades que se encuentren afectadas, mejorando la forma en que la persona se desarrolla en su vida diaria. Estos tratamientos pueden ser ejercicios enfocados en el tratamiento de capacidades cognitivas y motoras en personas con secuelas de una lesión cerebral, prescripción de medicamentos para disminuir la rigidez muscular, implementación de adaptaciones del entorno en el que se desarrolla el paciente, favoreciendo su independencia al reducir las barreras asociadas a su condición, la fabricación, ajuste, acompañamiento y orientación en el uso de dispositivos de rehabilitación y asistencia para apoyar al paciente [19]. En consecuencia, el desarrollo de un proceso de rehabilitación se apoya en la sinergia entre diferentes áreas de la salud como fisioterapia, fonoaudiología, psicología, terapia ocupacional, entre otros [19].

Sobre la base del fundamento y los aspectos que se enmarcan en un proceso de rehabilitación interdisciplinario, el tratamiento de la componente física y motora está basado en la ejecución de ejercicios aeróbicos, fortalecimiento muscular a través de ejercicios de resistencia y ejercicios de estiramiento [20], [21]. Según el medio en el que se desarrollen los ejercicios, en la literatura se evidencian dos modalidades para clasificar la rehabilitación física, la terapia en tierra [22]–[24] y la hidroterapia o terapia acuática [25]–[28]. Respecto a la terapia acuática, y en adición a la base del tratamiento motor, la hidroterapia consiste en el uso del agua con fines médicos y terapéuticos [29], principalmente para prevenir y curar dolencias, mantener la salud de las personas y para realizar variaciones de presión sobre la superficie del cuerpo, estimulando las terminaciones nerviosas en el área de intervención e inducir efecto relajante [30].

Los efectos terapéuticos descritos se logran a partir de las propiedades fisicoquímicas del agua, las cuales influyen directamente sobre las condiciones de trabajo que ofrece un ambiente acuático [31]. Con base en esto, un ambiente acuático promueve efectos favorables a la salud de las personas a través del efecto de flotación, la presión hidrostática, las fuerzas hidrodinámicas y rotacionales, la tensión superficial del agua, la viscosidad y la transferencia de térmica [31]–[33]. El efecto de flotación está fundamentado en el principio de Arquímedes. Este establece que un cuerpo en inmersión, parcial o total, en un fluido en estado de reposo experimentará una fuerza en sentido contrario a la fuerza de gravedad, y cuya magnitud será igual al volumen del líquido desplazado por la inmersión [34]. La acción de esta fuerza ascendente disminuye el soporte de peso y las fuerzas de compresión articular, reduce el esfuerzo realizado por la persona para ejecutar movimientos lentos contra la gravedad, aumenta las habilidades funcionales del usuario, favorece la concientización postural y mejora el retorno linfático [34], [35]. La presión hidrostática se genera por el constante choque de las moléculas de un fluido sobre un cuerpo inmerso en el mismo [34]. Someter el cuerpo de una persona a esta presión mejora el retorno venoso, fortalece los músculos inspiradores y asiste la espiración, mejora la estimulación sensorial y ayuda a la resolución de edemas [34]. Las fuerzas hidrodinámicas están relacionadas con el comportamiento que puede presentar el fluido, lo cual modifica la velocidad del flujo. A partir del comportamiento de un fluido, es posible evidenciar flujos turbulentos con un movimiento discontinuo, y flujos aerodinámicos cuyo movimiento es uniforme y con velocidad constante [34]. En este orden de ideas, es posible variar la resistencia al movimiento por medio de cambios en el comportamiento de un flujo, favoreciendo el equilibrio y la estabilización, incrementando la retroalimentación propioceptiva y permitiendo el entrenamiento de movimientos rápidos [34]. Las fuerzas rotacionales se basan en la acción de fuerzas opuestas entre sí, como lo son la fuerza de gravedad y la

fuerza de flotación, y en la capacidad de un cuerpo para rotar con el objetivo de alinear su centro de gravedad con el centro de flotación logrando equilibrarse [34]. La tensión superficial se define como la fuerza que actúa entre las moléculas de un fluido en su superficie, generando resistencia al movimiento de extremidades inmersas parcialmente, permitiendo una estimulación de los receptores tónicos en la piel [34]. La viscosidad es la fricción que se produce entre las moléculas que conforman un líquido, la cual ejerce oposición al movimiento del mismo [34]. Esto favorece las reacciones sensoriales, la potenciación del control de tronco y el trabajo en los tiempos de respuesta en las reacciones de equilibrio [34]. La transferencia térmica refiere la capacidad de conducir calor por parte de un elemento, en este caso el agua. Esta propiedad permite realizar variaciones de temperatura en el cuerpo humano, favoreciendo las funciones metabólicas de las células, la circulación de la sangre y la linfa [34]. La acción conjunta de las propiedades que posee un ambiente acuático genera diferentes efectos sistémicos que afectan el estado de salud en una persona que sea tratada en sesiones de hidroterapia. Mejor rendimiento cardíaco según el grado de inmersión del cuerpo, reducción en el comportamiento espástico de los músculos, disminución de la hormona antidiurética y preparación de los tejidos blandos para la movilización son algunos de los efectos fisiológicos, a nivel sistemático, causados por un proceso de hidroterapia [34].

Ahora bien, a pesar de los beneficios y efectos terapéuticos asociados a la hidroterapia, se ha desarrollado una cantidad reducida de herramientas tecnológicas que apoyen estos procesos [36]. En contraste con esto, en la actualidad existen diferentes tecnologías implementadas para apoyar procesos de rehabilitación en tierra. Entre estas tecnologías se encuentran sistemas robóticos capaces de ejecutar patrones de movimiento para asistir, total o parcialmente, la realización de los ejercicios solicitados durante la terapia, a partir de un único punto de apoyo para el paciente [37] o de una modificación de las características funcionales y estructurales de los sistemas neuromuscular y esquelético, desde una aplicación externa al cuerpo del paciente [37], [38]. Para este último caso, según el tipo de componentes empleados y la mecánica usada para ejecutar los patrones de movimiento, se evidencian dos clases de sistemas robóticos. Los sistemas robóticos convencionales en los cuales el movimiento se lleva a cabo por la acción de motores, principalmente, y con una estructura rígida debido a los materiales que emplean [39]–[41]. Por su parte, los sistemas de robótica suave se caracterizan por estructuras altamente compatibles a su entorno debido a la flexibilidad y adaptabilidad de sus materiales, donde los movimientos son generados por la expansión de sus componentes, generalmente a causa de un flujo de aire o agua [42], [43].

El uso de tecnologías en procesos de rehabilitación genera efectos benéficos que aportan al mejoramiento de la funcionalidad del paciente. La implementación de estas tecnologías con fines terapéuticos ha mejorado de manera significativa la función de la mano [44], el desarrollo de actividades de la vida diaria [40], potencia parámetros de la marcha como la velocidad y la cadencia, parámetros cinemáticos asociados a la rodilla y el tobillo [39]. En este sentido, debido a que estos efectos se han evidenciado en terapia en tierra, se propone esta investigación con base en la hipótesis de que es posible potenciar los resultados obtenidos de programas de rehabilitación en agua, al integrar tecnologías de rehabilitación, de manera análoga a los procesos de terapia en tierra. Para esto el proyecto propuesto se desarrollará en un Centro Académico de Salud y rehabilitación de alta complejidad localizado en el municipio de Chía, orientado a la formación de personas desde los principios del trabajo asistencial y los fundamentos de la investigación biomédica. En

este sentido, esta institución ofrece servicios de hidroterapia para rehabilitación de pacientes con secuelas de accidentes cerebrovasculares, contando con instalaciones idóneas para una correcta prestación de los servicios. Sin embargo, esta no posee dispositivos biomédicos activos que apoyen las sesiones de hidroterapia, por lo cual se plantea una práctica de investigación en la cual, a partir de una etapa de observación, se defina una necesidad presente en el centro de rehabilitación, específicamente en el servicio de hidroterapia, y a partir de esta, proponer y desarrollar una solución de ingeniería que solucione o aporte en la solución de dicha necesidad.

Pregunta de investigación

¿Cómo implementar un dispositivo biomédico tipo exoesqueleto activo y adaptable para miembro inferior, que este enfocado para trabajo en sesiones de Hidroterapia, y que favorezca el patrón de marcha de pacientes que presenten secuelas de eventos cerebrovasculares?

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo General

Diseñar e Implementar un dispositivo biomédico tipo exoesqueleto activo, adaptable a las características musculoesqueléticas de los miembros inferiores de pacientes que presenten secuelas de accidentes cerebrovasculares, para apoyar y/o ejecutar el movimiento de flexión de la articulación de la cadera y la flexo-extensión de la articulación de la rodilla, durante una sesión de hidroterapia en la Clínica Universidad de La Sábana.

2.2. Objetivos específicos

1. Analizar los fundamentos y los beneficios que ofrece la hidroterapia a partir de una revisión del estado del arte, desde una perspectiva médica y de ingeniería.
2. Caracterizar las variables, físicas y químicas, que definen el medio de trabajo durante una sesión de hidroterapia en la Clínica Universidad de La Sábana en los procesos de rehabilitación.
3. Plantear los requerimientos de diseño del prototipo a desarrollar, con base en el análisis médico y de ingeniería, y en la caracterización fisicoquímica realizada.
4. Realizar una prueba de funcionamiento inicial del prototipo.

3. METODOLOGÍA

3.1 Problema a solucionar

Durante un periodo de observación de un mes se logró identificar una oportunidad de mejora en el servicio de hidroterapia de la Clínica Universidad de La Sábana; a pesar de la variedad de tecnologías de rehabilitación de la que se dispone en la clínica, no se cuenta con algún tipo de tecnología que apoye las sesiones de hidroterapia. De esta manera, se propone desarrollar un dispositivo biomédico para miembro inferior, que apoye la ejecución de los movimientos de flexo-extensión de cadera y rodilla, durante las sesiones de hidroterapia en la Clínica Universidad de La Sábana.

Con base en la planteado, se determina la ruta de trabajo y el diagrama de Gantt que se observan en la figura 1 y anexo 1, respectivamente.



Figura 1 Fases del Proyecto.

3.2 Fases del proyecto

3.2.1. Búsqueda de la necesidad

En un periodo de un mes se realizó acompañamiento en las sesiones terapéuticas de las diferentes modalidades que, desde el servicio de Fisioterapia, se ofrecen en la Clínica Universidad de La Sábana para los pacientes PIR®. Durante este proceso, se analizó las actividades propuestas por los fisioterapeutas, la manera de desarrollarlas por parte de los pacientes y la percepción que, pacientes y fisioterapeutas, presentaban con respecto a estas actividades. De esta forma, se identificó la oportunidad de integrar dispositivos biomédicos que apoyen la realización de las actividades en cada una de las sesiones y así, posiblemente mejorar, el progreso de los pacientes y ayudar a los fisioterapeutas en el desarrollo de las intervenciones. Específicamente en hidroterapia, dado que en el PIR® la mayoría de los pacientes son de tipo neurológico, se evidenció que un número considerable de sesiones estaban enfocadas al reentrenamiento de la marcha. En este sentido, se propuso desarrollar un prototipo de dispositivo que realice los movimientos de flexo-extensión de cadera y rodilla como apoyo durante las sesiones de hidroterapia. Finalmente, por criterio de los tutores de la práctica, se decidió esta idea como el proyecto a desarrollar.

3.2.2. Delimitación de la solución

Se realizó una revisión del estado del arte en PubMed respecto a dispositivos biomédicos para apoyar la rehabilitación de miembro inferior en sesiones de terapia física en tierra e hidroterapia. Se usaron los siguientes términos “Biomedical Engineering, Biomedical Technology, Physical Rehabilitation, Hydrotherapy”. La búsqueda fue filtrada

por año incluyendo solo artículos entre los años 2018 al 2022. De este proceso se encontró un artículo referente a la implementación de una tecnología para favorecer el efecto de flotación del usuario durante la ejecución de ejercicios en las sesiones de hidroterapia. En contraste con esto, para terapia física en tierra se revisó un total de 18 artículos acerca de la implementación, uso y/o evaluación de tecnologías como exoesqueletos u ortesis para apoyar la rehabilitación de miembro inferior.

Ahora bien, a partir de la revisión de literatura realizada y teniendo en cuenta que el dispositivo propuesto va a trabajar en un medio acuático, se decidió trabajar con actuadores neumáticos y se determinaron los siguientes materiales para la implementación del dispositivo:

- Electroválvula solenoide 3/2 para manguera de 1/4"
- Bobina 24 voltios DC
- Manguera de poliuretano de 1/4"
- Actuador neumático
- Interfaz física del dispositivo
- Arduino UNO
- Modulo relay para arduino de 24 voltios DC
- Fuente de voltaje de 24 voltios DC
- Encoder rotativo

Por medio de los materiales mencionados, se propuso que el dispositivo funcionara con un control ON/OFF con respecto a dos referencias; el ángulo máximo de desplazamiento y la posición neutra o cero grados. En este orden de ideas, dependiendo del ángulo sensado por el encoder rotativo, y si el dispositivo se encontraba realizando el movimiento solicitado o retornando a la posición neutra, la placa de Arduino debía activar o desactivar la electroválvula, la cual se comporta como un switch que al recibir el voltaje de alimentación permite el paso del aire, mientras que al recibir 0 voltios se cierra y despresa la salida. Este control sobre la electroválvula permite generar la acción adecuada por el actuador neumático (contracción o relajación), permitiendo la ejecución del movimiento. Cabe aclarar que, dependiendo del movimiento que se desee realizar, la placa de arduino switchea un determinado relay, el cual controla la electroválvula conectada a los actuadores encargados de ese movimiento específico.

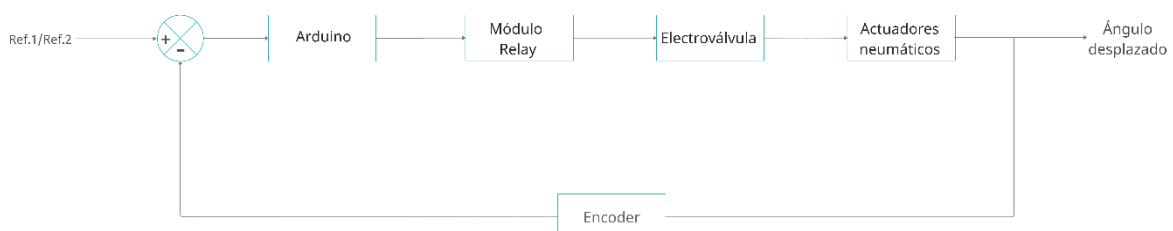


Figura 2 Diagrama de control del dispositivo.

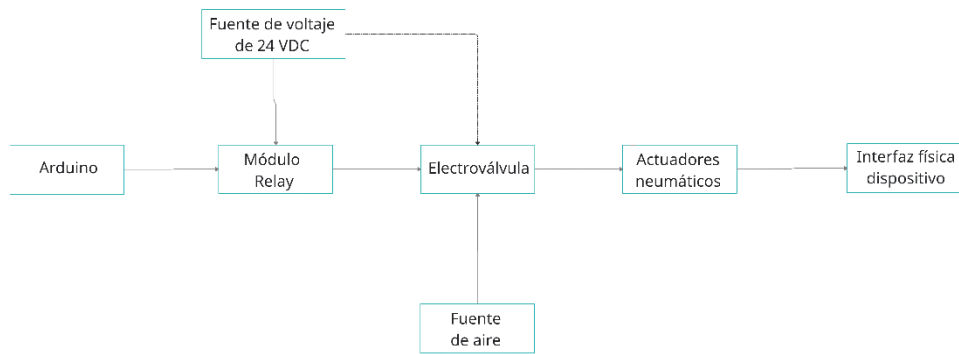


Figura 3. Esquema de conexiones para el funcionamiento del dispositivo.

3.2.3. Desarrollo e implementación del dispositivo

3.2.3.1. Caracterización de las variables físicas y químicas

3.2.3.1.1. Caracterización de variables físicas

Se realizó un análisis de las fuerzas, torques y ángulos involucrados en el movimiento de extensión de la rodilla. Para este análisis, se consideró que la totalidad del desplazamiento angular de la articulación se produce por la acción de elementos externos como se muestra en la figura 4, donde \vec{T}_1 y \vec{T}_2 corresponden a las fuerzas de tensión que actúan sobre la pierna, por acción de los cables azul y naranja, respectivamente. Finalmente, τ_N hace referencia al torque neto requerido para generar el movimiento de extensión de rodilla.

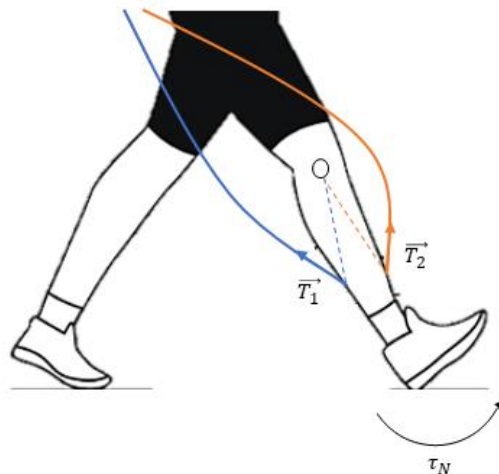


Figura 4. Esquema de fuerzas actuantes y torque neto durante la extensión de rodilla. Adaptada de [45].

Con base en lo anterior, y teniendo en cuenta el modelo de cuerpo rígido de la pierna de una persona al encontrarse bipedestada (figura 5a), y realizando extensión de rodilla (figura 5b), se planteó el diagrama de cuerpo libre propuesto en la figura 5c, donde \vec{T}_1 , \vec{T}_2 ,

\vec{w} y \vec{F}_{fa} corresponden a las fuerzas de tensión que actúan sobre la pierna, por acción de los cables azul y naranja (ver figura 4), la fuerza del peso del segmento óseo comprendido entre la rodilla y el pie, y la fuerza de flotación del agua establecida según el principio de Arquímedes, respectivamente. Por su parte, los ángulos α , β y φ hacen referencia a los ángulos formados entre el eje que se define a lo largo de la rodilla y los puntos de aplicación de las fuerzas \vec{T}_1 , \vec{T}_2 , \vec{w} , respectivamente. Cabe aclarar que para el caso de la fuerza \vec{F}_{fa} se define su ángulo como $180^\circ - \varphi$, por geometría. Por último, el ángulo θ refiere al ángulo generado por el desplazamiento angular de la rodilla durante el movimiento de extensión de esta.

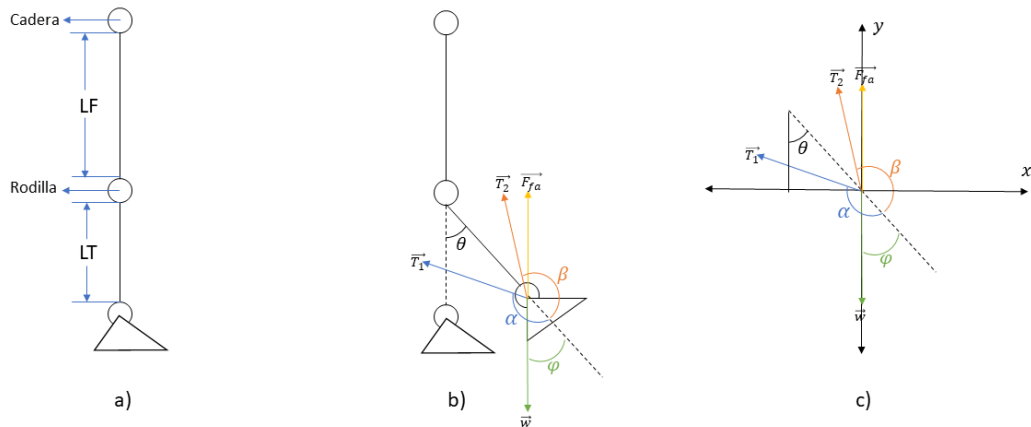


Figura 5. Esquemas de cuerpo rígido y diagrama de cuerpo libre. a) Modelo de cuerpo rígido de la pierna de una persona bipedestada. b) Modelo de cuerpo rígido de la rodilla extendida.

Una vez planteado el diagrama de cuerpo libre, se buscó establecer relaciones entre el desplazamiento angular de la rodilla y los diferentes ángulos de aplicación de las fuerzas. Inicialmente se analizó el ángulo φ haciendo uso del diagrama que se observa en la figura 6.

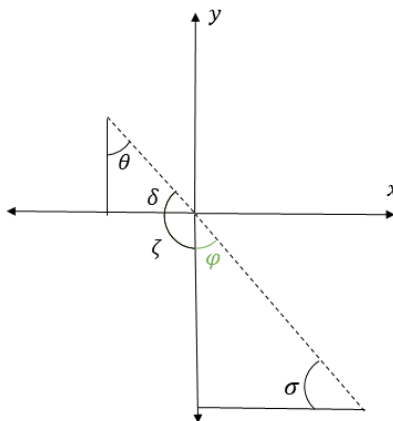


Figura 6. Esquema geométrico para análisis del ángulo φ .

Del diagrama de cuerpo libre de la figura 5, y según la definición de los ángulos interiores de un triángulo la cual establece que la suma de estos es igual a 180 grados, se plantearon las ecuaciones (1), (2) y (3).

$$\delta + \zeta + \varphi = 180 \quad (1)$$

$$\theta + \delta + 90 = 180 \quad (2)$$

$$\varphi + \sigma + 90 = 180 \quad (3)$$

Posteriormente, se separaron las variables de los valores constantes en (1) y (2), considerando que $\zeta = 90$ para el caso de (1), resultando las ecuaciones (4) y (5).

$$\delta + \varphi = 90 \quad (4)$$

$$\theta + \delta = 90 \quad (5)$$

Despejando δ en (4) y (5), se obtuvieron las ecuaciones (6) y (7).

$$\delta = 90 - \varphi \quad (6)$$

$$\delta = 90 - \theta \quad (7)$$

Igualando (6) y (7) y eliminando el factor de 90 se llegó a la ecuación (10). Esta ecuación establece que el ángulo de aplicación de la fuerza del peso es igual al ángulo correspondiente al desplazamiento angular de la rodilla.

$$90 - \theta = 90 - \varphi \quad (8)$$

$$-\theta = -\varphi \quad (9)$$

$$\theta = \varphi \quad (10)$$

Luego de esto se procedió con el análisis de los ángulos α y β , para lo cual se realizó el diagrama de cuerpo libre de la figura 7.

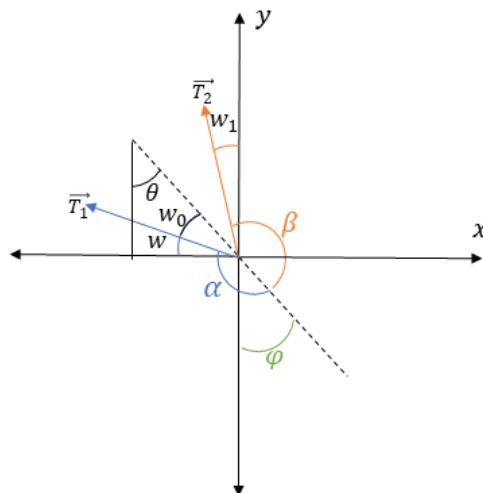


Figura 7. Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas \vec{T}_1 , \vec{T}_2 , y sus ángulos de aplicación.

Para el ángulo α se determinó el valor teórico de su magnitud a partir de los ángulos w_0, w y φ , obteniendo la ecuación (11). Posteriormente, reemplazando la igualdad (10) en (11), se definió la magnitud de α como una función dependiente de w_0, w y θ , como se observa en la ecuación (12).

$$\alpha = w + 90 + \varphi \quad (11)$$

$$\alpha = w + 90 + \theta \quad (12)$$

Ahora bien, aunque los diagramas de cuerpo libre de las figuras 5c, y 7 se plantearon para analizar las fuerzas involucradas durante la extensión de rodilla a partir de elementos externos, un planteamiento similar es aplicable para el análisis de fuerzas durante la flexión de rodilla dado que intervienen las mismas fuerzas. En este sentido, y teniendo en cuenta que el ángulo α corresponde a la fuerza \vec{T}_1 , la cual es la fuerza que permite que se realice el movimiento de flexión de la rodilla, se estableció que α debe ser menor a 180° para que al ejercerse \vec{T}_1 se logró realizar dicho movimiento. Cabe aclarar que en este análisis no se tuvo en cuenta la acción de las demás fuerzas, ya que esto se analizó posteriormente en el planteamiento del torque neto.

Con base en la restricción determinada para α y utilizando la ecuación (12), se obtuvieron las desigualdades (13) y (14).

$$w + 90 + \theta < 180 \quad (13)$$

$$w < 90 - \theta \quad (14)$$

Con respecto al ángulo β y la extensión de rodilla, se hizo un análisis similar al realizado para α . Así mismo, se consideró la restricción donde β debe ser menor a 180° . De esta manera se obtuvieron las ecuaciones (15) a (18).

$$\beta = 90 - \varphi + 90 + w_1 \quad (15)$$

$$\beta = 180 - \theta + w_1 \quad (16)$$

$$180 - \theta + w_1 < 180 \quad (17)$$

$$w_1 < \theta \quad (18)$$

Una vez analizados los ángulos, se procedió con el planteamiento del torque neto. En este orden de ideas, según la definición matemática de torque en la ecuación (19) y dado que actúan 4 fuerzas, en base al diagrama de cuerpo libre de la figura 5c, se consideraron 4 torques, siendo estos τ_1 y τ_2 los torques generados por las fuerzas de tensión \vec{T}_1 y \vec{T}_2 , τ_w causado por la fuerza del peso \vec{w} , y τ_{fa} producido por la fuerza de flotación del agua \vec{F}_{fa} . Teniendo en cuenta esto, para el caso particular de la extensión de rodilla, se planteó la desigualdad (20) agrupando los torques según el sentido de rotación (horario o antihorario) asociados a estos.

$$\tau \equiv rF\text{sen}\phi \quad (19)$$

$$\tau_2 + \tau_{fa} > \tau_1 + \tau_w \quad (20)$$

Replanteando la ecuación (20) con la definición de torque en (19) se determinó la desigualdad (21).

$$r_2 T_2 \text{sen} \beta + r_{fa} F_{fa} \text{sen}(180 - \varphi) > r_1 T_1 \text{sen} \alpha + r_w w \text{sen} \varphi \quad (21)$$

Ahora bien, por criterio de los investigadores, se decidió que el dispositivo trabajara con un desplazamiento angular máximo de 90 grados ($\theta = 90^\circ$), tanto en flexión como extensión, para ambas articulaciones. Buscando obtener una relación matemática que permitiera analizar el comportamiento del dispositivo en su condición de trabajo máxima, se analizó la ecuación (21) teniendo en cuenta la condición planteada para el desplazamiento angular. En este sentido, se reemplazó el valor de θ en (12), (16) y en la relación geométrica entre φ y el ángulo correspondiente a la fuerza \vec{F}_{fa} , obteniendo en las ecuaciones (22), (23) y (25) el valor teórico de los ángulos de aplicación, para $\theta = 90^\circ$, de las fuerzas estudiadas.

$$\alpha = w + 180 \quad (22)$$

$$\beta = 90 + w_1 \quad (23)$$

$$\sphericalangle \vec{F}_{fa} = 180 - 90 \quad (24)$$

$$\sphericalangle \vec{F}_{fa} = 90 \quad (25)$$

Posteriormente, considerando que en (21) se trabaja con el seno de los ángulos, se utilizó la definición del seno de la suma de dos ángulos, dada en (26), para expresar esta ecuación en términos de las relaciones dadas en (22), (23) y (25) para $\theta = 90^\circ$. De esta manera, se obtuvo la ecuación (31) que establece el comportamiento del dispositivo en su condición de trabajo máxima.

$$\text{sen}(\gamma + \rho) = \text{sen} \gamma * \text{cos} \rho + \text{cos} \gamma * \text{sen} \rho \quad (26)$$

$$\text{sen} \alpha = \text{sen}(w + 180) \quad (27)$$

$$\text{sen} \alpha = -\text{sen} w \quad (28)$$

$$\text{sen} \beta = \text{sen}(90 + w_1) \quad (29)$$

$$\text{sen} \beta = \text{cos} w_1 \quad (30)$$

$$r_2 T_2 \text{cos} w_1 + r_{fa} F_{fa} > -r_1 T_1 \text{sen} w + r_w w \quad (31)$$

Por su parte, para la flexión de rodilla se realizó un planteamiento similar, lo cual permitió definir en la ecuación (32) el comportamiento del dispositivo, para este movimiento, en su condición de trabajo máxima.

$$-r_2 T_2 \text{sen} w_1 + r_{fa} F_{fa} > r_1 T_1 \text{cos} w + r_w w \quad (32)$$

Finalmente, para la flexo-extensión de la cadera se utilizaron las ecuaciones (31) y (32), teniendo en cuenta que la masa efectiva en este caso corresponde a la masa del segmento comprendido entre la cadera y la rodilla.

3.2.3.1.2. Caracterización de variables químicas

Se consultó con el departamento de ingeniería Biomédica de la Clínica Universidad de La Sábana los rangos de trabajo para los parámetros de temperatura, pH y cloro de la piscina de hidroterapia. Estos rangos se observan en la Tabla I.

Tabla I
TABLA PARÁMETROS PISCINA DE HIDROTERAPIA

Parámetro	Rango de trabajo	
	Mínimo	Máximo
Temperatura	33°C	36°C
pH	7.2	7.6
Cloro	1.0	1.2

A partir de los parámetros de la piscina de hidroterapia, y sus correspondientes rangos de trabajo, se estableció que los materiales utilizados en la implementación del dispositivo biomédico debían poseer una alta resistencia química y rangos de temperatura de trabajo entre 33°C y 36°C. Adicionalmente, dado que el dispositivo se planteó para trabajar en un medio acuoso, las propiedades químicas de estos materiales debían ser las adecuadas para interactuar con este tipo de medio. Idealmente, la interacción de dichos materiales con el agua no debe generar algún tipo de reacción, y en caso de generarse, debe ser una reacción no tóxica, con respecto al medio y el dispositivo.

3.2.3.2. Diseño del actuador neumático

3.2.3.2.1. Diseño del actuador neumático (capas)

El diseño de los actuadores se planteó a manera de un montaje neumático de dos capas como se observa en la figura 8. La primera capa la cual consiste en una manguera siliconada con una pared interna cuyo grosor fue de 3.175 mm, para esto se trabajó con un diámetro interno de 6.35 mm y externo de 9.525 mm. El material de la manguera, así como las dimensiones de esta se definieron con base en la necesidad de lograr que el actuador se contrajera como respuesta ante la presencia de aire y la presión generada por este en su interior. Esta respuesta se obtiene debido a las propiedades mecánicas de la silicona, la cual se comporta como un polímero elástico y flexible, al tiempo que el espesor delgado de la pared interna de la manguera permite que ésta ceda y se contraiga al encontrarse presurizada. Ahora bien, para garantizar que la cedencia de la manguera se presentara sin afectar la integridad del actuador, se realizó una segunda capa o capa externa que se basa en un recubrimiento de malla de Tereftalato de polietileno (PET por sus siglas en inglés) trenzado con un diámetro de 8 mm. Las fibras de PET al ser altamente flexibles y estar dispuestas en una configuración de trenzado brindan una mayor resistencia por parte del actuador a la presión del aire.



Figura 8. Disposición y dimensiones de las capas del actuador neumático.

3.2.3.2.2. Diseño del actuador neumático (grafado)

Una vez se tuvo las capas del actuador neumático como se muestra en la figura 1, se realizó el proceso de grafado de estas. Este proceso consiste en el ensamblaje de las diferentes capas con algún tipo de accesorio (racor o conector), por medio de una máquina grafadora. Para el caso particular de estos actuadores neumáticos las capas fueron ensambladas a un racor macho B3 de 1/8 NPT X 1/4 de bronce (ver figuras 9 y 10), a partir de un ferrul de latón de 1/4, a cada extremo del actuador.

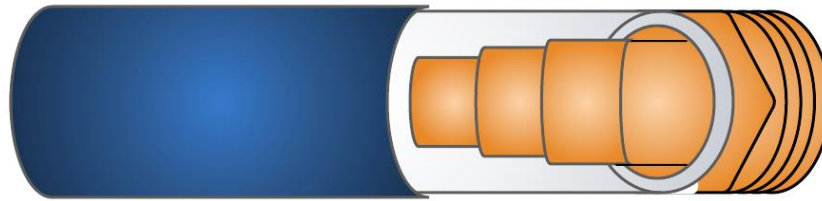


Figura 9. Vista interior del actuador neumático al colocar el racor macho B3 de 1/8 NPT X 5/16 de bronce.



Figura 10. Actuador neumático posterior al proceso de grafado.

3.2.3.2.3. Diseño del actuador neumático (colocación de accesorios de conexión)

Luego del proceso de grafado, se coloca a cada extremo del actuador una unión para racor B103 de 1/8 como se observa en la figura 4. Finalmente, se coloca en un extremo un racor PRESTOLOCK recto de 1/4 X 1/8 NPT (ver figura 12), y en el otro extremo se ubica un racor B109 tapón macho 1/8" NPT (ver figura 12).



Figura 11. Actuador neumático grafado con unión para racor B103 de 1/8.



Figura 12. Diseño final del actuador neumático.

3.2.3.3. Caracterización del actuador neumático

3.2.3.3.1. Determinación de la presión máxima de trabajo

Para determinar la presión máxima de trabajo del actuador neumático se realizó el montaje que se observa en la figura 13. A partir de este montaje, con el actuador en estado de reposo (0 psi de presión), se aumentó la presión de trabajo gradualmente en un factor de 10 psi. Durante cada aumento de presión, se midió el diámetro de la sección transversal ubicada a la mitad y la longitud final visible de la sección reforzada por el recubrimiento de malla de PET trenzado. De esta manera, en el momento en que, aunque se presentara un aumento de presión, las dimensiones del actuador no se modificaran, se finalizó la prueba y se consideró como presión máxima de trabajo aquella en la que se presentó, por primera vez, la última variación de las dimensiones del actuador como respuesta a la presión suministrada.

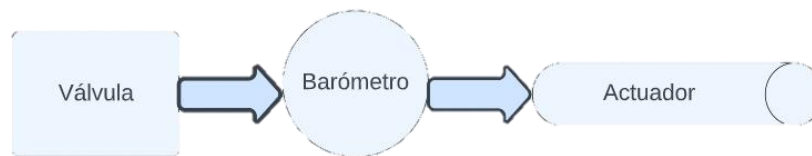


Figura 13. Esquema del montaje realizado para determinar la presión máxima de trabajo del actuador neumático.

3.2.3.3.2. Estimación de la cantidad máxima de masa de trabajo

Se determinó de manera teórica la cantidad de masa máxima que es capaz de desplazar el actuador neumático. Para esto se hizo uso de la ecuación (33), donde para este caso particular, P corresponde a la presión máxima de trabajo del actuador, A hace referencia al área transversal de la componente hueca del actuador (diámetro interno de la manguera, subsección “**Diseño del actuador neumático (capas)**”) asociada a la presión máxima de trabajo, y F refiere a la fuerza de peso, analizada como una fuerza con componente netamente vertical, generada por la acción de la gravedad g , y una masa externa m , siendo esta última la cantidad máxima de masa de trabajo.

$$P = \frac{F}{A} = \frac{mg}{A} \quad (33)$$

A partir de (33) se despejó el factor m y se obtuvo la ecuación (34) que establece este factor como una función de la presión de trabajo, el área transversal del actuador y la gravedad.

$$m = \frac{P * A}{g} \quad (34)$$

3.2.3.3.3. Comportamiento del actuador ante la fuerza generada por una masa externa

Una vez cuantificada la presión y cantidad de masa máxima de trabajo del actuador, haciendo uso de la configuración planteada por el montaje de la figura 13, se ubicó en el extremo inferior del actuador una masa de 3 Kg como se observa en la figura 14. Con base en esta estructura, se repitió el proceso explicado en la sección “**Determinación de la presión máxima de trabajo**” con el objetivo de observar cómo se modificaban las dimensiones del actuador, a causa de la presión suministrada y afectadas por la fuerza de peso generada por la masa externa.



Figura 14. Esquema del montaje realizado para analizar el comportamiento del actuador ante la fuerza generada por una masa externa.

3.2.3.4. Diseño de la interfaz física del dispositivo

Teniendo en cuenta que, según las ecuaciones planteadas en la sección “**Caracterización de variables físicas**”, el torque neto requerido para desarrollar los movimientos de interés depende de 3 tipos de variables tales como las fuerzas externas, sus ángulos de aplicación y la distancia entre la articulación (eje de giro) y el punto de aplicación, se propuso una interfaz física que permitiera controlar el cambio de estas variables. En este orden de ideas, la interfaz física del dispositivo está compuesta por dos componentes principalmente. Una componente textil para el movimiento de flexo-extensión de la cadera, y una componente rígida para la flexo-extensión de la rodilla.

3.2.3.4.1. Componente textil de la interfaz física

A partir de un pantalón hecho de poliéster se realizaron unas adaptaciones a manera de bolsillos en los cuales depositar los actuadores neumáticos (ver figura 15). Estos bolsillos se diseñaron abiertos en sus extremos y se dispusieron diagonalmente sobre el pantalón, dos en la parte lateral izquierda y dos en la parte lateral derecha. Adicionalmente, en los extremos de cada bolsillo, se ubicó un tipo de sujetador con el objetivo de ajustar y adherir los extremos de los actuadores al pantalón. Estas modificaciones se realizaron con el objetivo de hacer posible la ejecución de los movimientos de flexión y extensión de cadera, a partir de la contracción y expansión de los actuadores neumáticos.

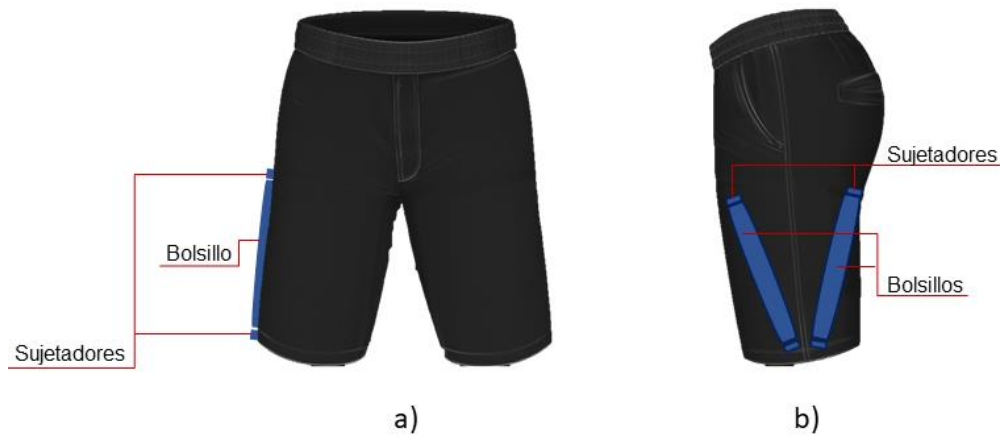


Figura 15. Diseño componente textil de la interfaz física. a) Vista frontal. b) Vista lateral. Adaptada de [46].

3.2.3.4.2. Componente rígida de la interfaz física

Se realizó una componente rígida modular compuesta por una correa dentada, una polea dentada de 18 dientes y 6 piezas diseñadas en el software SolidWorks. La correa y polea se adquirieron con un proveedor externo. Por su parte las piezas se plantearon de manera que, al integrarlas, emularan el miembro inferior del usuario y permitieran la flexo-extensión de la rodilla. En este sentido, el diseño de cada pieza permite que estas cumplan una función particular:

Pieza 1 “Cinturón”: Se planteó una pieza con forma de parábola como se observa en la figura 16. Esta forma permite que se ajuste a la cintura del usuario brindando soporte a la componente rígida. Así mismo, en esta pieza se planteó una cara rectangular con orificios para unirla a la pieza 2.

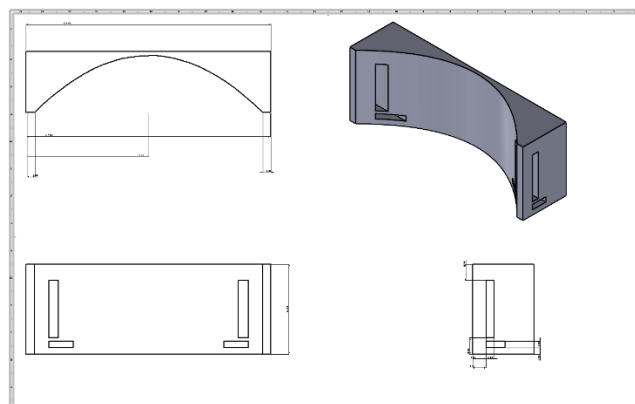


Figura 16 Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 1.

Pieza 2 “Soporte”: Esta pieza cuenta con una cara lateral en forma de “Z” para lograr que se ajuste a la pieza 1. De igual manera, debido a sus dimensiones, esta pieza da firmeza a la estructura, y establece una base para ubicar los actuadores.

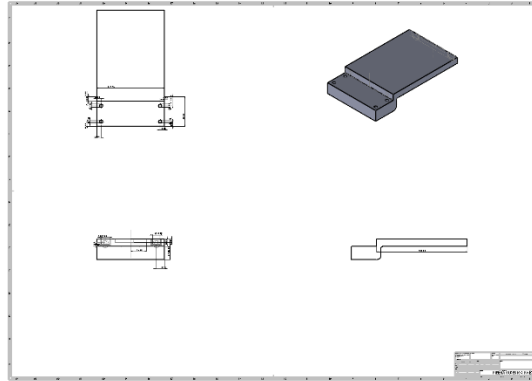


Figura 17. Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 2.

Pieza 3 “Pierna región femoral”: Se divide en dos partes. Una parte plana a la cual se le diseñaron dos muescas con orificios para integrarla con la pieza 2 y 4, y una parte curva que permite que la pieza se ajuste a la región femoral del usuario.

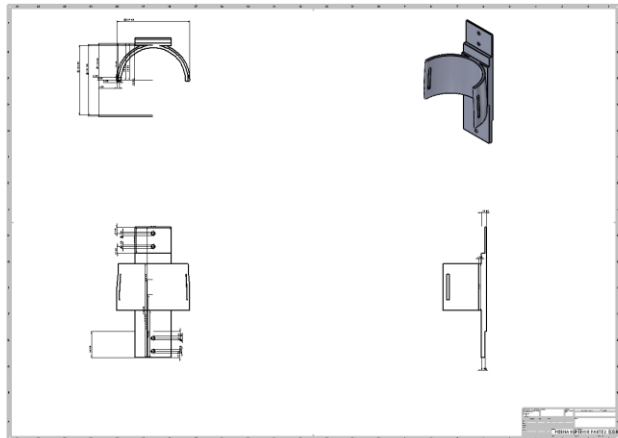


Figura 18 Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 3.

Pieza 4 “Base polea”: Para esta pieza se propuso una estructura rectangular con terminación circular. La pieza cuenta también con tres orificios; dos orificios para unirla a la pieza 3 y otro para ubicar el eje de rotación de la polea dentada.

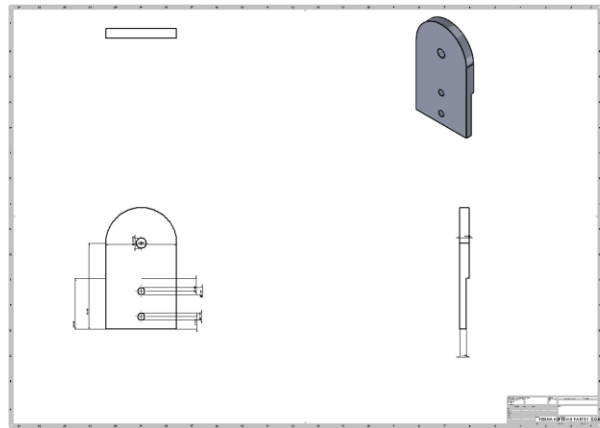


Figura 19 Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 4.

Pieza 5 “Eje polea”: Consiste en un cilindro el cual calza a través de los orificios de mayor diámetro en las piezas 4, 6 y en el centro de la polea dentada. Adicionalmente cuenta con un orificio en una de sus caras; la forma del orificio permite acoplar el encoder rotativo utilizado para sensar el desplazamiento angular de la rodilla.

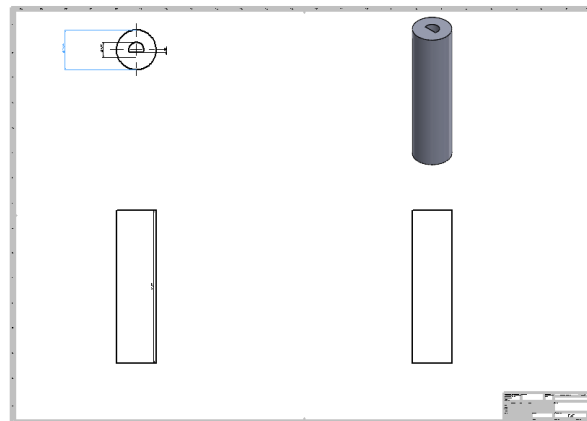


Figura 20 Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 5.

Pieza 6 “Pierna región gemelos”: Se divide en dos partes. Una parte rectangular con terminación circular. Esta parte presenta una muesca con dos orificios para integrarla a futuras piezas, y un orificio de mayor diámetro para integrarla, a través de la pieza 5, con la pieza 4 y la polea dentada. Por otro lado, cuenta con una parte curva que permite que la pieza se ajuste a la región de la pierna donde se encuentra ubicados los músculos “gemelos”.

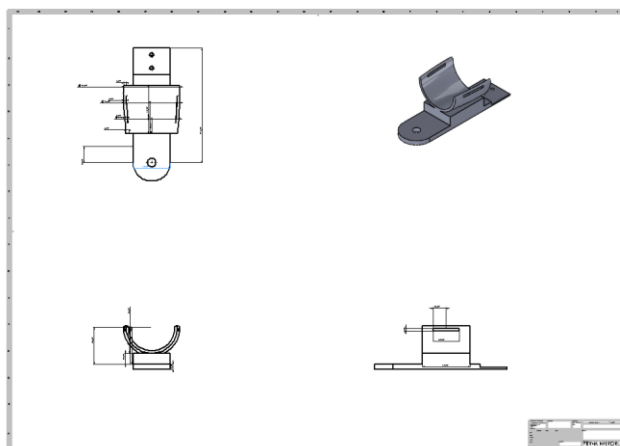


Figura 21 Perspectiva isométrica y vistas diédricas de la pieza 6.

Una vez se tuvo la componente textil y rígida de la interfaz física del dispositivo, así como los demás materiales requeridos según el listado presentado en la subsección **3.2.2. Delimitación de la solución**, se integraron las partes con respecto a la figura 3.

3.2.4. Pruebas de funcionamiento

Para evaluar el funcionamiento del dispositivo se indicó el movimiento a ejecutar (flexión o extensión), número de repeticiones, que para efectos prácticos se decidió realizar 10 repeticiones, y el límite superior del desplazamiento angular que se quería observar. En este sentido, teniendo en cuenta el esquema de control y funcionamiento del dispositivo (ver figura 2), se esperaba tener un movimiento oscilatorio con 10 repeticiones entre el límite superior angular y la posición neutra, con respecto al movimiento requerido.

4. RESULTADOS

4.1. Diseño del actuador neumático

En la figura 22 se observa el actuador neumático que se obtuvo de realizar el proceso descrito en la subsección **3.2.3.2. Diseño del actuador neumático**. Este actuador presenta tres dimensiones de interés; la longitud total medida entre los extremos del actuador, la longitud visible de la sección reforzada por el recubrimiento de malla de PET trenzado, medida entre los extremos internos de los ferrules de latón, y que en adelante llamaremos longitud activa, y el diámetro correspondiente a la longitud activa, el cual denominaremos diámetro activo.

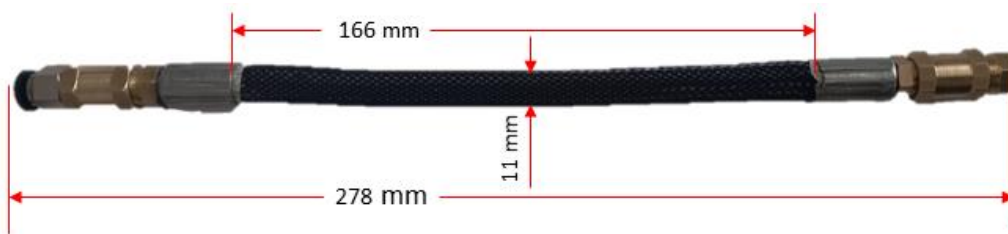


Figura 22. Dimensiones finales del actuador neumático.

4.2. Caracterización del actuador neumático

4.2.1. Determinación de la presión máxima de trabajo

En la Tabla II se registran los valores de longitud y diámetro activo obtenidos a partir de la variación de presión suministrada al actuador neumático, como se explicó en la subsección **3.2.3.3.1. Determinación de la presión máxima de trabajo**. Se evidencia que, para una presión de 110 psi, el diámetro activo no varía con respecto al diámetro para una presión de 100 psi. De esta manera, según lo establecido en la metodología para caracterizar el actuador neumático, se determina que la presión máxima de trabajo es de 100 psi.

Tabla II
TABLA DIMENSIONES ACTUADOR NEUMÁTICO DURANTE PRUEBA DE PRESIÓN MÁXIMA DE TRABAJO

Presión (psi)	Longitud activa (mm)	Diámetro activo (mm)
0	190	6,22
10	189	6,27
20	188	6,65
30	186	6,7
40	185	6,91
50	180	7,17
60	173	8,17
70	170	8,26

80	167	9,19
90	162	9,61
100	159	9,8
110	157	9,8

Adicionalmente, en las figuras 23 y 24 se evidencia el comportamiento que presentan la longitud y el diámetro activo ante a variaciones de presión, respectivamente. Para el caso de la longitud activa se observa una relación inversamente proporcional con respecto a la presión suministrada al actuador neumático. En contraste con esto, el diámetro activo muestra una relación directamente proporcional con la presión.

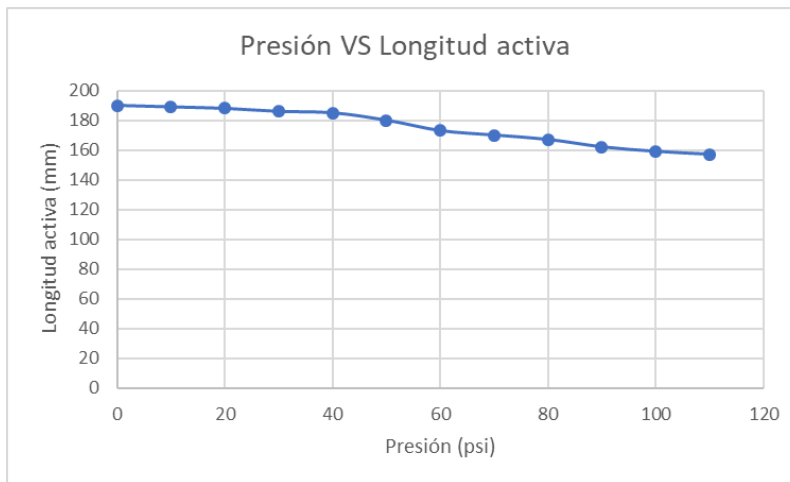


Figura 23. Gráfica de Presión VS Longitud activa del actuador neumático.

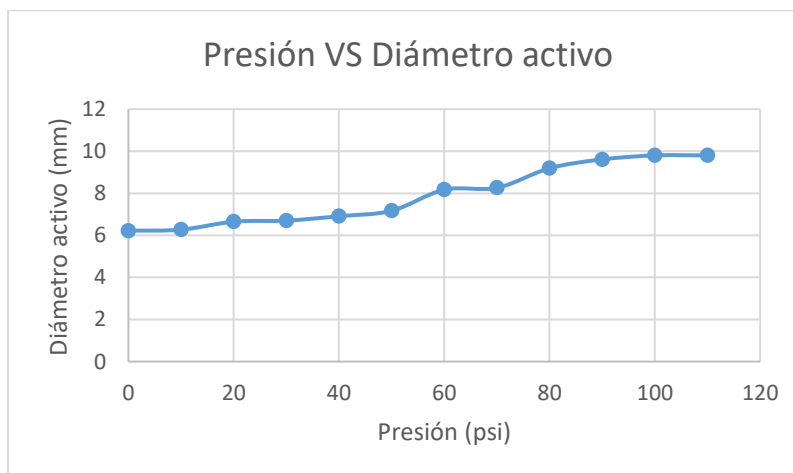


Figura 24. Gráfica de Presión VS Diámetro activo del actuador neumático.

4.2.2. Estimación de la cantidad máxima de masa de trabajo

A partir de la ecuación (34) y de los datos de presión máxima de trabajo y su correspondiente diámetro activo presentados en la subsección 4.2.1. **Determinación de la presión máxima de trabajo**, teóricamente se determinó que la cantidad de masa máxima

de trabajo para el actuador neumático es de 5.3 Kg como se observa en (36). Cabe aclarar que se realizaron las conversiones de unidades necesarias para obtener este resultado en kilogramos, donde 100 psi equivalen a $689475.729 \frac{N}{m^2}$ y 9.8 milímetros corresponden a 0.0098 metros.

$$m = \frac{689475.729 \frac{N}{m^2} * \left(\pi * \left(\frac{0.0098m}{2} \right)^2 \right)}{9.8 \frac{m}{s^2}} \quad (35)$$

$$m = 5.3 \text{ Kg} \quad (36)$$

4.2.3. Comportamiento del actuador ante la fuerza generada por una masa externa

Los datos obtenidos para longitud y diámetro activo del actuador neumático al adicionar una masa externa, como se planteó en la subsección **3.2.3.3.3. Comportamiento del actuador ante la fuerza generada por una masa externa**, no presentaron diferencias significativas en comparación con los resultados presentados en la Tabla II y en las figuras 23 y 24, por tal motivo no se adjuntan datos correspondientes a esta subsección de la caracterización del actuador.

4.3. Diseño de la interfaz física del dispositivo

4.3.1. Componente textil de la interfaz física

Se obtuvo un pantalón flexible y ajustable, el cual presenta en cada una de sus zonas laterales dos bolsillos para colocar los actuadores neumáticos similar al diseño propuesto en la figura 15, sin embargo, ciertas partes de los bolsillos alcanzan a ubicarse sobre la zona más anterior y posterior del pantalón, como se observa en la figura 25.

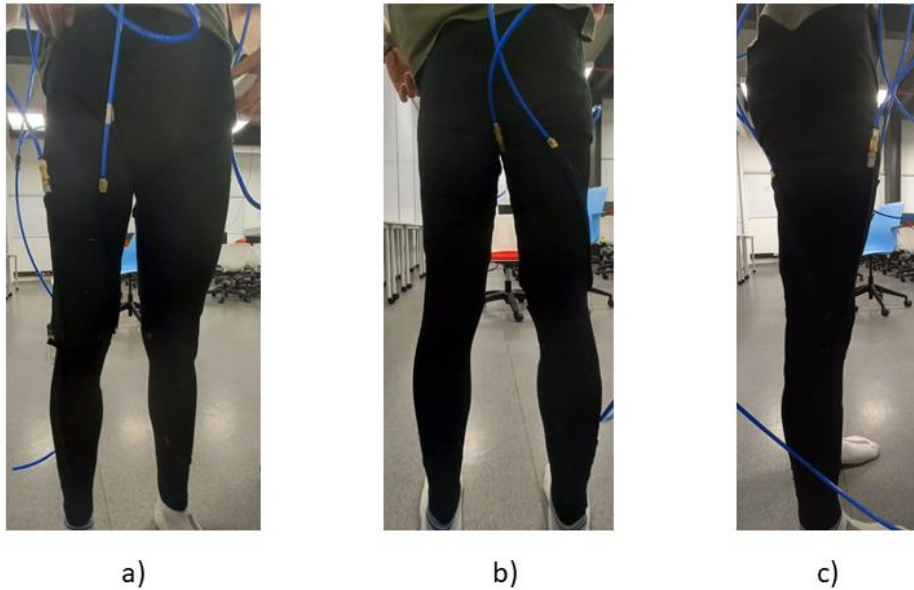


Figura 25. Componente textil de la interfaz física. a) Vista frontal. b) Vista posterior. c) Vista lateral.

4.3.2. Componente rígida de la interfaz física

El proveedor externo entregó una correa y una polea dentada de 18 dientes en nylon, donde está última maneja un radio de 35.7 milímetros, un cubo de 15.8 milímetros de diámetro y un espesor de 10 milímetros.

Del proceso de impresión 3D se fabricaron las 6 piezas propuestas en la subsección **3.2.3.4.2. Componente rígida de la interfaz física**. Estas piezas se integraron entre sí por medio de tornillos M8 para formar la componente rígida de la interfaz física del dispositivo. Por su parte, se utilizaron abrazaderas plásticas para ubicar los actuadores que se observan sobre la estructura rígida y que se encuentran acoplados a la correa dentada a la correa dentada. Finalmente, la estructura rígida del dispositivo se ajustó al miembro inferior del usuario por medio de velcros, quien previamente ya contaba con la componente textil colocada como se observa en la figura 26.

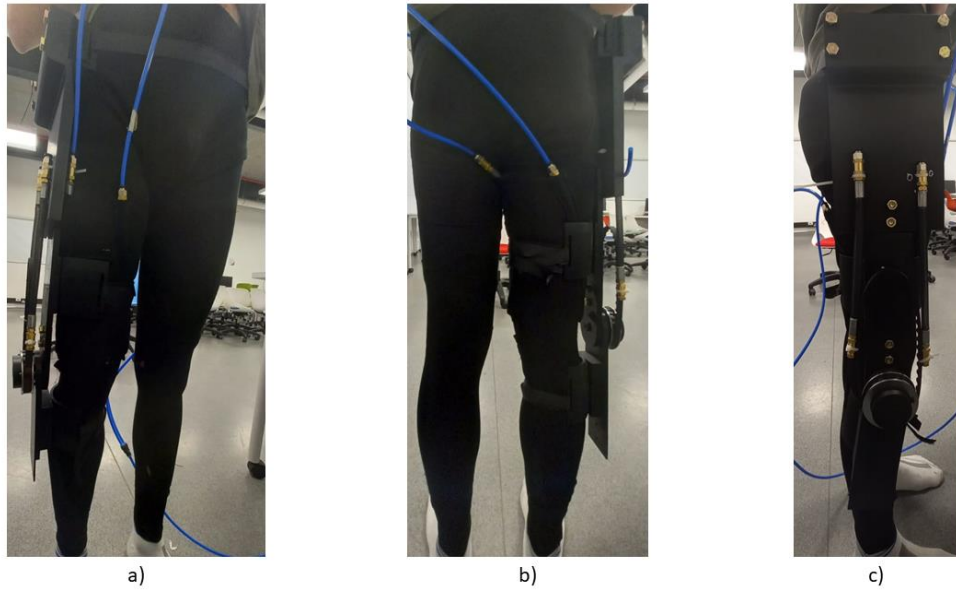


Figura 26. Prototipo del dispositivo tipo exoesqueleto. a) Vista frontal. b) Vista posterior. c) Vista lateral.

4.4. Pruebas de funcionamiento

En los anexos 2 y 3 se encuentran los vídeos de funcionamiento del prototipo del dispositivo tipo exoesqueleto desarrollado. En estos se observa que el usuario, por acción del prototipo, desplaza angularmente su miembro inferior derecho de manera mínima para intentar emular el movimiento de flexión de rodilla (anexo 2) y extensión de cadera (anexo 3). En este orden de ideas, el prototipo logra hacer pequeños desplazamientos angulares de máximo 10 grados para flexionar la rodilla y 15 grados para extender la cadera, sin embargo, para desplazamientos mayores no logra ejecutar estos movimientos. Por su parte, para los movimientos de extensión de rodilla y flexión de cadera, el prototipo no es capaz de ejecutar los movimientos.

5. DISCUSIÓN

Inicialmente, respecto a la ubicación de los actuadores, es importante mencionar que no fue posible fijarlos totalmente a una posición en la cual estuvieran completamente quietos durante el movimiento, pues el movimiento de la tela puede causar que los actuadores no presenten un desempeño totalmente eficiente. Una posible solución a esto puede ser diseñar un pantalón que, en lugar de presentar bolsillos para ubicar los actuadores, cuenten con puntos de agarre que se puedan acoplar a los extremos de los actuadores, mientras que los actuadores se sitúan sobre alguna estructura que los ajuste, pero no limite su variación angular. Lo anterior respecto a la componente textil de la interfaz física del dispositivo. Por su parte, la ubicación de los actuadores en la componente rígida de la interfaz tampoco fue la adecuada. Como se observa en la figura 26, los actuadores están sujetos a extremos de la correa dentada, sin embargo, la disposición de los actuadores no genera tensión sobre la correa en estado de reposo, esta condición hace que al momento de presurizar los actuadores se tense la correa sin generar un movimiento significativo de la polea. En este sentido, lo que se necesita es una componente adicional que se encargue de mantener tensada la correa incluso estando el dispositivo inactivo, y así, al momento de activarlo y presurizar los actuadores, generarse un movimiento efectivo de la polea a causa de la acción de los actuadores.

Ahora bien, respecto al diseño de la interfaz física, la componente rígida también limitó el movimiento. En el diseño planteado se priorizó la rigidez y firmeza de la estructura, considerando de forma mínima los efectos de fricción necesarios para que la pieza 6 fuese capaz de moverse a causa del movimiento de la polea y su eje. En este sentido, aunque los actuadores generaran la fuerza necesaria para mover la polea a través del sistema correa-polea, la pieza 6 no sería capaz de moverse adecuadamente.

Finalmente, se debe mencionar que los actuadores mostraron una contracción máxima de 3cm, lo cual limita desde un principio el rango de desplazamiento angular que puede generar el actuador, por lo que se debe modificar la estructura diseñada a partir de la adición de dispositivos que permitan multiplicar el movimiento que genera dicha contracción de 3cm.

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se recomienda analizar la componente textil de la interfaz física del prototipo para mejorarla o plantearla nuevamente de manera que, la nueva versión, favorezca la variación del ángulo de aplicación de las fuerzas ejercidas por los actuadores neumáticos, con base en la caracterización de variables físicas desarrollado, y de esta forma poder lograr un mayor desplazamiento angular.

Diseñar o integrar un sistema electromecánico que permita amplificar la acción del actuador neumático y así desarrollar un desplazamiento angular mayor.

Considerar la posibilidad de reemplazar las electroválvulas solenoides por servoválvulas, o en caso de no ser posible, plantear un sistema neumático que permita la regulación de la presión suministrada a los actuadores neumáticos a partir de un control electrónico. Esto se plantea con el fin de que el prototipo sea capaz de ejecutar los movimientos de manera más natural.

Diseñar, desarrollar e integrar al prototipo una interfaz de usuario que facilite el uso del dispositivo por parte de los fisioterapeutas. Esta interfaz debe ser planteada en base a los requerimientos y necesidades que los fisioterapeutas manifiesten tener durante las sesiones de hidroterapia.

7. CONCLUSIONES

El desarrollo e implementación de un dispositivo biomédico de tipo exoesqueleto que permita ejecutar diferentes movimientos a nivel de miembro inferior y que sea capaz de funcionar en un medio acuático es un proyecto innovador que puede impactar significativamente en la evolución del proceso de rehabilitación de pacientes con limitaciones a nivel de sus capacidades motoras, sin embargo, debido a la complejidad que implica este tipo de proyectos, tanto por el dispositivo como su interacción con un ser humano, hace necesario que las etapas o fases en las que se realice estos proyectos se lleven a cabo en periodos de tiempo significativos, donde al finalizar cada fase se garantice que los resultados obtenidos presentan el menor número de errores posibles, y que aquellos errores que se decidan aceptar, no afecten en gran medida el funcionamiento global del dispositivo.

Considerando que el periodo de tiempo para una practica profesional puede ser entre cuatro y seis meses, la metodología propuesta para el desarrollo del presente proyecto permitió abordar de manera general los aspectos fundamentales en el desarrollo e implementación del prototipo de un dispositivo biomédico para apoyar procesos de rehabilitación, logrando así entregar la primera versión de un producto funcional, el cual establece las bases necesarias para que el proyecto pueda ser continuado por los siguientes practicantes.

Teniendo en cuenta que existe poca investigación enfocada a desarrollar tecnologías de rehabilitación para apoyar procesos de hidroterapia, el presente proyecto representa una oportunidad para generar nuevo conocimiento, potenciar los efectos en salud que tiene la terapia física en agua y aportar en la realización de estas sesiones, desde el punto de vista de los fisioterapeutas.

REFERENCIAS

- [1] “Misión y Visión-Clinica Universidad de La Sabana.” <https://www.clinicaunisabana.edu.co/misionyvisionclinicauniversidaddellasabana/> (accessed Nov. 21, 2022).
- [2] “Historia-Clinica Universidad de La Sabana.” <https://www.clinicaunisabana.edu.co/misionyvisionclinicauniversidaddellasabana/historiaclinicauniversidaddellasabana/> (accessed Nov. 21, 2022).
- [3] “PIR®-Clinica Universidad de La Sabana.” <https://www.unisabana.edu.co/clinica-universidad-de-la-sabana/rehabilitacion/pir/> (accessed Nov. 21, 2022).
- [4] G. J. Hankey, “Stroke,” *Lancet*, vol. 389, no. 10069, pp. 641–654, 2017, doi: 10.1016/S0140-6736(16)30962-X.
- [5] C. O. Johnson *et al.*, “Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016,” *Lancet Neurol.*, vol. 18, no. 5, pp. 439–458, 2019, doi: 10.1016/S1474-4422(19)30034-1.
- [6] D. Purves *et al.*, *Neurociencia Purves Optimizado.Pdf*. 2008.
- [7] P. Jolugbo and R. A. S. Ariëns, “Thrombus Composition and Efficacy of Thrombolysis and Thrombectomy in Acute Ischemic Stroke,” *Stroke*, vol. 52, no. 3, pp. 1131–1142, 2021, doi: 10.1161/STROKEAHA.120.032810.
- [8] M. S. Phipps and C. A. Cronin, “Management of acute ischemic stroke,” *BMJ*, vol. 368, 2020, doi: 10.1136/bmj.l6983.
- [9] D. Kuriakose and Z. Xiao, “IMP para qué es el ictus, tipos y causas. También para datos epidemiológicos y tratamientos.” *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 21, no. 20, pp. 1–24, 2020.
- [10] L. Defebvre and P. Krystkowiak, “Movement disorders and stroke,” *Rev. Neurol. (Paris)*, vol. 172, no. 8–9, pp. 483–487, 2016, doi: 10.1016/j.neurol.2016.07.006.
- [11] P. Nacional De Prevención, “BOLETÍN N° 12 LAS ENFERMEDADES CRÓNICAS NO TRANSMISIBLES 2 PREVENCIÓN SECUNDARIA: tratamiento médico precoz (evaluación y medicamentos) ‘Es una Emergencia’ PREVENCIÓN TERCIAARIA: rehabilitación con equipo interdisciplinario PROTOCOLO DE MANEJO INICIAL DEL,” 2017, [Online]. Available: http://www.msal.gob.ar/ent/images/stories/programas/pdf/2015-11_protocolo-ACV_3Nov2015.pdf.
- [12] C. Iadecola, M. S. Buckwalter, and J. Anrather, “Immune responses to stroke: Mechanisms, modulation, and therapeutic potential,” *J. Clin. Invest.*, vol. 130, no. 6, pp. 2777–2788, 2020, doi: 10.1172/JCI135530.
- [13] Ministerio de Salud y protección social, “Conozca cómo prevenir los accidentes cerebrovasculares,” 30-10, 2020. <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Conozca-como-prevenir-los-accidentes-cerebrovasculares.aspx> (accessed Aug. 01, 2022).

- [14] Organización Mundial de la Salud, “Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC),” 17-05, 2017. [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) (accessed Aug. 01, 2022).
- [15] M. Katan and A. Luft, “Global Burden of Stroke,” *Semin. Neurol.*, vol. 38, no. 2, pp. 208–211, 2018, doi: 10.1055/s-0038-1649503.
- [16] M. S. Einstad *et al.*, “Associations between post-stroke motor and cognitive function: a cross-sectional study,” *BMC Geriatr.*, vol. 21, no. 1, pp. 1–10, 2021, doi: 10.1186/s12877-021-02055-7.
- [17] T. Ullberg, E. Zia, J. Petersson, and B. Norrving, “Changes in functional outcome over the first year after stroke: An observational study from the Swedish stroke register,” *Stroke*, vol. 46, no. 2, pp. 389–394, 2015, doi: 10.1161/STROKEAHA.114.006538.
- [18] A. Arranz-Escudero, P. Martín-Casas, M. J. Díaz-Arribas, E. Carpio-Calatayud, G. Niño-Díaz, and I. López-De-Uralde-Villanueva, “Postural control and gait changes in subacute stroke patients after receiving interdisciplinary rehabilitation and related factors: a retrospective study,” *Rev. Neurol.*, vol. 73, no. 11, pp. 383–389, Dec. 2021, doi: 10.33588/RN.7311.2021347.
- [19] Organización Mundial de la Salud, “Rehabilitación,” 10-11, 2021. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation> (accessed Aug. 09, 2022).
- [20] J. M. DeSantana and F. M. Araújo, “Physical therapy modalities for treating fibromyalgia,” *F1000Research*, vol. 8, pp. 1–6, 2019, doi: 10.12688/f1000research.17176.1.
- [21] G. J. Macfarlane *et al.*, “EULAR revised recommendations for the management of fibromyalgia,” *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 76, no. 2, pp. 318–328, 2017, doi: 10.1136/annrheumdis-2016-209724.
- [22] N. Batalha, C. Paixão, A. J. Silva, M. J. Costa, J. Mullen, and T. M. Barbosa, “The Effectiveness of a Dry-Land Shoulder Rotators Strength Training Program in Injury Prevention in Competitive Swimmers,” *J. Hum. Kinet.*, vol. 71, no. 1, pp. 11–20, 2020, doi: 10.2478/hukin-2019-0093.
- [23] H. K. Park, H. J. Lee, S. J. Lee, and W. H. Lee, “Land-based and aquatic trunk exercise program improve trunk control, balance and activities of daily living ability in stroke: A randomized CLINICAL trial,” *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 55, no. 6, pp. 687–694, 2019, doi: 10.23736/S1973-9087.18.05369-8.
- [24] S. Pérez-De la Cruz, “Comparison of aquatic therapy vs. Dry land therapy to improve mobility of chronic stroke patients,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 13, pp. 1–12, 2020, doi: 10.3390/ijerph17134728.
- [25] A. Christakou and F. Boulnta, “The effectiveness of hydrotherapy in patients with chronic low back pain,” *Physiother. Q.*, vol. 28, no. 3, pp. 32–38, 2020, doi: 10.5114/PQ.2020.95772.
- [26] S. Rohn, M. Novak Pavlic, and P. Rosenbaum, “Exploring the use of Halliwick aquatic therapy in the rehabilitation of children with disabilities: A scoping review,” *Child.*

Care. Health Dev., vol. 47, no. 6, pp. 733–743, 2021, doi: 10.1111/cch.12887.

- [27] A. M. Schitter, L. Radlinger, N. Kurpiers, and P. Frei, “Application areas and effects of aquatic therapy WATSU – A survey among practitioners,” *Complement. Ther. Clin. Pract.*, vol. 46, 2022, doi: 10.1016/j.ctcp.2021.101513.
- [28] J. Veldema and P. Jansen, “Aquatic therapy in stroke rehabilitation: systematic review and meta-analysis,” *Acta Neurol. Scand.*, vol. 143, no. 3, pp. 221–241, 2021, doi: 10.1111/ane.13371.
- [29] M. Tiglis, I. Peride, T. P. Neagu, L. Raducu, and I. Lascar, “Hydrotherapy in burn care: Pros, cons and suggestions,” *Rom. Med. J.*, vol. 69, no. 1, pp. 14–16, 2022, doi: 10.37897/rmj.2022.1.3.
- [30] S. M. Almassmoum, E. A. Balahmar, S. T. Almutairi, G. Albuainain, R. Ahmad, and A. A. Naqvi, “Current clinical status of hydrotherapy; an evidence based retrospective six-years (2012-2017) systemic review,” *Bali Med. J.*, vol. 7, no. 3, pp. 578–586, 2018, doi: 10.15562/bmj.v7i3.1159.
- [31] M. Pieniążek *et al.*, “Body Balance and Physiotherapy in the Aquatic Environment and at a Gym,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2021, 2021, doi: 10.1155/2021/9925802.
- [32] M. Khalaji, M. Kalantari, Z. Shafiee, and M. A. Hosseini, “The effect of hydrotherapy on health of cerebral palsy patients: An integrative review,” *Iran. Rehabil. J.*, vol. 15, no. 2, pp. 173–180, 2017, doi: 10.18869/nrip.irj.15.2.173.
- [33] S. G. Psycharakis, S. G. S. Coleman, L. Linton, and S. Valentin, “The WATER study: Which AquaTic ExeRcises increase muscle activity and limit pain for people with low back pain?,” *Physiother. (United Kingdom)*, vol. 116, pp. 108–118, 2022, doi: 10.1016/j.physio.2022.03.003.
- [34] M. Natalia Batista and E. Mottillo Andrés Panasiuk, “Material de Apoyo a la Asignatura Kinesiterapia (I) 192 Cap. 12. Hidroterapia. Capitulación y redacción.”
- [35] A. Dufournet *et al.*, “Aquatic Therapy versus Standard Rehabilitation after Surgical Rotator Cuff Repair: A Randomized Prospective Study,” *Biology (Basel)*, vol. 11, no. 4, pp. 1–10, 2022, doi: 10.3390/biology11040610.
- [36] C. S. Chin and Y. L. Wang, “A research on using adjustable buoyancy assistive device in hydrotherapy for cerebral palsy children,” *ICOT 2013 - 1st Int. Conf. Orange Technol.*, pp. 185–188, 2013, doi: 10.1109/ICOT.2013.6521188.
- [37] A. C. McConnell *et al.*, “Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke,” *J. Rehabil. Med.*, vol. 49, no. 6, pp. 449–460, 2017, doi: 10.2340/16501977-2229.
- [38] Organización Mundial de la Salud, “NORMAS DE ORTOPROTÉSICA PARTE 1. NORMAS.” p. 84file:///F:/CLÍNICA UNIVERSIDAD DE LA SÁBANA/PROY, 2017, Accessed: Aug. 12, 2022. [Online]. Available: <http://apps.who.int/bookorders>.
- [39] F. Baronchelli, C. Zucchella, M. Serrao, D. Intiso, and M. Bartolo, “The Effect of Robotic Assisted Gait Training With Lokomat® on Balance Control After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis,” *Front. Neurol.*, vol. 12, no. July, 2021, doi:

10.3389/fneur.2021.661815.

- [40] Y. J. Choo and M. C. Chang, “Effectiveness of an ankle–foot orthosis on walking in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis,” *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–12, 2021, doi: 10.1038/s41598-021-95449-x.
- [41] G. V. De Paula *et al.*, “Effect of ankle-foot orthosis on functional mobility and dynamic balance of patients after stroke: Study protocol for a randomized controlled clinical trial,” *Med. (United States)*, vol. 98, no. 39, 2019, doi: 10.1097/MD.00000000000017317.
- [42] Y. Ding, “Control and Optimization of soft exosuit to improve the efficiency of human walking,” *Angew. Chemie Int. Ed.* 6(11), 951–952., pp. 2013–2015, 2018.
- [43] B. Li, H. Cao, B. Greenspan, and M. A. Lobo, “Development and evaluation of pneumatic actuators for pediatric upper extremity rehabilitation devices,” *Journal of the Textile Institute*, vol. 113, no. 7. pp. 1372–1379, 2022, doi: 10.1080/00405000.2021.1929704.
- [44] A. Yurkewich, I. J. Kozak, D. Hebert, R. H. Wang, and A. Mihailidis, “Hand Extension Robot Orthosis (HERO) Grip Glove: Enabling independence amongst persons with severe hand impairments after stroke,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 17, no. 1, pp. 1–17, 2020, doi: 10.1186/s12984-020-00659-5.
- [45] “Imagen: Freepik”. Esta imagen ha sido diseñada usando imágenes de Freepik.
- [46] “Imagen: Freepik”. Esta imagen ha sido diseñada usando imágenes de Freepik.

ANEXOS

Anexo 1. Diagrama de Gantt

Actividad	Julio		Agosto				Septiembre				Octubre				Noviembre	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1																
2																
3																
4																
5																
6																
7																
8																
9																
10																

1. Revisión del estado del arte.
2. Análisis de propiedades químicas relacionadas con el medio.
3. Análisis de componentes físicas relacionadas con el medio.
4. Delimitación de la solución.
5. Planteamiento del diseño inicial del prototipo.
6. Correcciones del diseño propuesto.
7. Adquisición de materiales.
8. Elaboración del prototipo.
9. Prueba piloto.
10. Producción literaria.

Anexo 2. Vídeo funcionamiento flexión de rodilla

https://drive.google.com/file/d/1NYFOxCYKJX-wnQ6K-4i6RDbzNgwD7leO/view?usp=share_link

Anexo 3. Vídeo funcionamiento extensión de cadera

https://drive.google.com/file/d/1N_bkYwaKan1Y0yNfOCGkVjVtZisIK8A7/view?usp=share_link