

**Diseño de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos  
de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla.**

Presentado por:

Carlos Nicolás Sguerra Bergsneider

Director:

Lusvin Javier Amado Forero

Codirector:

Mario Fernando Morales Cordero

Universidad Autónoma de Bucaramanga  
Facultad de ingenierías Físico-mecánicas  
Programa de Ingeniería Biomédica

2022

**Dedicatoria.**

Esta tesis está dedicada a:

A mis padres Rubén y Allison quienes con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, gracias por inculcar en mí el ejemplo de esfuerzo y valentía, de no temer las adversidades porque Dios está conmigo siempre.

A mi hermana María Paula por su cariño y apoyo incondicional, durante todo este proceso, por estar conmigo en todo momento gracias. A toda mi familia porque con sus oraciones, consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona y de una u otra forma me acompañan en todos mis sueños y metas.

A Andrea, por haber estado junto a mi no solo en este proceso sino en toda mi carrera de pregrado, por darme la calma, la paz y el amor que siempre necesité en los momentos mas difíciles.

Finalmente quiero dedicar esta tesis a todos mis amigos, por apoyarme cuando más lo necesito y por extender su mano en momentos difíciles, de verdad mil gracias.

**Agradecimientos.**

Quiero expresar mi gratitud a Dios, quien con su bendición llena siempre mi vida y a toda mi familia por estar siempre presentes.

De igual manera mis agradecimientos a la Universidad Autónoma de Bucaramanga en Colombia, a toda la Facultad de Ingeniería y al programa de Ingeniería Biomedica, a mis profesores, en especial a los ingenieros Lusvin Amado, Mario Morales, Juan Manuel Arguello, Camilo Moncada, Víctor Solarte y Natalia García Corredor quienes con la enseñanza de sus valiosos conocimientos hicieron que pueda crecer día a día como profesional, gracias a cada uno de ustedes por su paciencia, dedicación, apoyo incondicional y amistad. También agradecer al Ingeniero Alejandro Arboleda Carvajal, director del programa de ingeniería Biomedica, quien con su visto bueno permitió la realización de este proyecto.

Finalmente quiero expresar mi agradecimiento al Ingeniero German Mantilla, por haber brindado su conocimiento, su asesoría y muchas veces sus herramientas para la realización de este proyecto.

## Tabla de contenidos.

Diseño de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla.....	1
Dedicatoria.....	2
Agradecimientos.....	3
Tabla de contenidos.....	4
Resumen.....	7
Palabras clave.....	7
Abstract.....	8
Key Words.....	8
Capítulo 1.....	9
Problema u oportunidad.....	9
Descripción.....	9
Justificación.....	11
Pregunta problema.....	12
Objetivo general.....	12
Objetivos específicos.....	13
Limitaciones y delimitaciones.....	13
Capítulo 2.....	15

Marco teórico.....	15
Sistema músculo esquelético de la rodilla.....	15
Variables goniométricas y musculares: .....	16
Patologías o lesiones de rodilla .....	18
Rehabilitación.....	19
Tipos de ejercicios en rehabilitación .....	19
Mecanismos para la transmisión y transformación de movimiento .....	20
Marco normativo .....	22
Estado de arte.....	23
Máquinas de movimiento pasivo continuo: flexo-extensión.....	23
Capítulo 3 .....	28
Metodología.....	28
Etapa I: Diseño electromecánico del sistema .....	28
Etapa II: Construcción del sistema .....	31
Etapa III: Evaluación del sistema .....	32
Capítulo 4 .....	34
Resultados.....	34
Etapa I: Diseño electromecánico del sistema .....	34
Etapa II: Construcción del sistema .....	51

Etapa III: Evaluación del sistema .....	57
Análisis de resultados .....	67
Análisis resultados etapa de diseño. ....	67
Análisis resultados etapa de construcción. ....	68
Análisis etapa de evaluación. ....	69
Análisis general .....	71
Capítulo 5 .....	73
Conclusiones.....	73
Recomendaciones .....	74
Listado de referencias .....	75

**Resumen**

Las afecciones de la rodilla ocasionan inconvenientes en la biomecánica y fisiología normal de la articulación, por lo que la necesidad de procesos de rehabilitación conlleva a la utilización de dispositivos que apoyen los movimientos y ejercicios durante la recuperación. Es por ello que se buscó la manera de desarrollar un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla. De esta forma, se diseñó, desarrolló y se evaluó dicho mecanismo, que generó un prototipo funcional que permitió cumplir ciertos objetivos planteados, generando movimientos de flexión- extensión bajo unos parámetros deseables, pero innovando de tal forma que se hizo uso de tecnologías de impresión 3D y de ciertos materiales que permiten la creación de un prototipo de bajo costo y menor peso que otros dispositivos presentes en el mercado. Asimismo, se realizó una etapa de evaluación donde, gracias a varias pruebas, se valida su funcionalidad técnica y de goniometría determinando su funcionalidad como dispositivo de rehabilitación.

**Palabras clave**

Diseño y Desarrollo, Goniometría, Impresión 3D, Mecanismos, MMPC, Rehabilitación, Rodilla.

**Abstract**

Some knee conditions cause problems in the biomechanics and normal physiology of the joint, so the need for rehabilitation processes leads to the use of devices that support movements and exercises during recovery. For this reason, we sought ways to develop an active mechanism for rehabilitation assistance by bending-extension movements in patients with a soft tissue injury in the knee. In this way, this mechanism was designed, developed and evaluated, which generated a functional prototype that allowed certain objectives to be met, generating bending-extension movements under desirable parameters, but innovating in such a way that 3D printing technologies and certain materials were used that ended in low cost and lower weight than other devices present in the market. Likewise, an evaluation stage was carried out where its technical and goniometry functionality is validated, determining its functionality as a rehabilitation device.

**Key Words**

CPMM, Goniometry, Innovation and Development, Knee, Rehabilitation, Mechanisms, 3D Printing.



## **Capítulo 1**

En este capítulo se realiza una descripción sobre la problemática encontrada, la justificación de esta, donde se evidencia para que se genera una solución. También se evidencian los objetivos, los alcances y las preguntas que se desean responder con este proyecto.

### **Problema u oportunidad**

#### **Descripción**

Los trastornos musculoesqueléticos a nivel de rodilla ocasionan limitaciones en la marcha normal, presencia de dolor en la zona afectada, rigidez en las articulaciones, reducción del rango de movimiento y debilidad muscular; estos trastornos son muy comunes, en muchos casos son progresivos y afectan sobre todo a la población de la tercera edad. Los pacientes con este tipo de trastornos pueden o no, ser intervenidos quirúrgicamente, según el nivel de daño estructural encontrado (Bell, 2019), pero en cualquier caso es necesario un proceso de rehabilitación para garantizar el bloqueo de la progresión de las afectaciones producto del trastorno y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Un ejemplo de trastorno musculoesquelético es la artrosis de rodilla que es una artropatía degenerativa que se produce al alterarse las propiedades mecánicas del cartílago y del hueso subcondral. Puede afectar a una sola articulación, siendo más habitual que se afecten varias a la vez. Investigadores evidenciaron por medio de un estudio global que los casos prevalentes de artrosis aumentaron en un 113% pasando de 247 millones en 1990 a 527 millones en 2019 (Long, 2022).

En Colombia, y según el censo nacional realizado por el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) en marzo de 2010, la población total que presentaba una

discapacidad en el movimiento del cuerpo, teniendo en cuenta piernas, brazos y manos, llegó a 413.269 personas, y en Santander, a 24.015 personas. Aunque esta información no hace énfasis respecto a trastornos musculares de rodilla, si se puede tener en cuenta frente a la población que puede requerir un proceso de rehabilitación.

Esta rehabilitación se basa, principalmente, en la actuación de la fisioterapia cuyos objetivos son remitir los síntomas que presentan y mejorar las carencias funcionales de la articulación. Para ello, esta disciplina se vale de una serie de ejercicios específicos que mejorarán el rango de movimiento, fortalecimiento, estiramiento muscular, y movilización de tejidos blandos (Sánchez Mayo, 2015). La rehabilitación después de una lesión o cirugía de rodilla es fundamental para la recuperación de la función y la independencia. Sin embargo, la no adherencia del paciente sigue siendo una barrera significativa para el éxito. Esto hace referencia a que el paciente no pueda seguir por su cuenta con los ejercicios terapéuticos o no desee hacerlo. La rehabilitación no sólo se debe llevar a cabo durante las sesiones supervisadas con los médicos, los pacientes también necesitan realizar algunos ejercicios por su cuenta, dentro de los cuales se encuentran movilizaciones pasivas, activas y asistidas. Es por ello por lo que se hace uso de dispositivos médicos que acompañen al paciente en su proceso de rehabilitación, como lo son las máquinas de movimiento pasivo continuo. Estas máquinas son robustas, poco portables y no muestran cambios significativos en el proceso de rehabilitación a largo plazo comparado con respecto a un proceso convencional en fisioterapia de movimientos de flexo-extensión de la pierna, guiada por terapeuta (Lenssen, 2008). Asimismo, estos equipos no se encuentran tan fácilmente y no son accesibles para los pacientes. A esta problemática se le suma la situación global actual del Covid-19, que ocasionó la reducción de servicios de salud, entre

ellos las prácticas para rehabilitación y ortopedia (Lal, 2020) y pese al proceso de reintegración en salud, este no es inmediato y tiene consecuencias a largo plazo.

La falta de dispositivos que apoyen el proceso de rehabilitación ha conllevado a que las terapias se realicen de manera manual, causando incomodidad al paciente debido a que se genera dolor. Es por ello por lo que cabe cuestionar si es posible desarrollar un dispositivo que permita solucionar esta problemática, realizando una correcta funcionalidad, mejorando la portabilidad y generando un apoyo a los servicios de rehabilitación y terapia.

### **Justificación**

En muchos centros asistenciales no se cuenta con los recursos suficientes para la adquisición de estos equipos, los cuales ayudan al paciente a tener una pronta recuperación. Por lo que el desarrollo de un dispositivo rehabilitador de rodilla en centros académicos como la Universidad Autónoma de Bucaramanga abre la posibilidad de iniciar, en un futuro cercano, la construcción de este tipo de dispositivos en Colombia, y posteriormente ser ofrecidos al sistema de salud.

Para llevar a cabo el proceso de diseño de un dispositivo de rehabilitación para rodilla se desea llegar a un mecanismo eficiente para realizar una rehabilitación correcta donde se puedan controlar los movimientos terapéuticos del paciente y que actúe bajo los protocolos de rehabilitación, como lo pueden ser frecuencia, duración, series y repeticiones que prescriba el especialista. Asimismo, se propone un diseño más personalizado utilizando sistemas de ajuste telescópico según la antropometría del paciente; y que no se impida la accesibilidad a la rehabilitación por disposición de espacios en centros médicos o por equipamiento, lo anterior a través de un sistema más portátil y ligero, buscando disminuir peso y tamaño para mejorar la movilidad del dispositivo y lograr, por ejemplo, llevarlo a

los hogares de las personas que lo necesiten pero sin perder el contacto entre terapeuta y paciente. Esto gracias a la integración de la telemedicina como apoyo y, a futuro, con la posible adición de sistemas de telemonitoreo que permitan el acompañamiento y la retroalimentación del especialista al trabajo que está realizando el paciente. Hay una constante en cada programa de rehabilitación: cuanto más esté realizando el paciente los ejercicios, más eficiente se hará el programa terapéutico (Langhorne, 2011), lo cual contribuye en la recuperación de la movilidad del paciente. Por lo que tener disponible un dispositivo de este tipo en casa puede mejorar la adherencia del paciente al ejercicio.

Del mismo modo, la utilización de materiales, mano de obra y maquinarias en la región tendería a mejorar la posibilidad de adquisición del producto; en relación con equipos similares.

De esta manera, se logra resolver la problemática principal de los centros asistenciales al brindarles mayor posibilidad de adquisición de equipos que apoyen la rehabilitación.

### **Pregunta problema**

¿Cómo desarrollar un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla?

### **Objetivo general**

Desarrollar un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla.

**Objetivos específicos**

1. Diseñar el mecanismo electromecánico mediante el uso de software asistido por computador para la asistencia en rehabilitación de rodilla en movimientos continuos de flexo-extensión.
2. Implementar al mecanismo diseñado el actuador y los sensores inerciales mediante un sistema embebido para la asistencia de los movimientos continuos de flexo-extensión de rodilla.
3. Evaluar el mecanismo de asistencia en la rehabilitación con pruebas de laboratorio para los movimientos continuos de flexo-extensión de rodilla.

**Limitaciones y delimitaciones**

Las limitaciones hacen referencia al presupuesto para desarrollar el mecanismo propuesto, la existencia, disponibilidad o accesibilidad a materiales plásticos, metálicos, poliméricos o cerámicos, y la mano de obra que permita la construcción que corresponde a manufactura CNC, torno, soldadura, impresión 3D, taladrado, fresado y corte laser; y las delimitaciones a la anatomía de una persona con un peso no mayor a 150 kg. y al área geográfica del país-Colombia, para la consecución de los elementos necesarios o requeridos en el desarrollo del proyecto. No se realizará en el transcurso de esta tesis evaluación en campo o en personas con patología, por limitaciones en pandemia. Se espera que sirva como una primera fase para que en etapas posteriores se logre ser evaluado en personas y pueda definirse su implementación.

En este capítulo se evidencia la problemática, como se espera solucionarla bajo un sistema de mecanismos activos que apoyen la asistencia en rehabilitación de rodilla, como se realizará, que pasos se llevan a cabo y que pacientes pueden llegar a verse beneficiados.

## **Capítulo 2**

En este capítulo se evidencian los conocimientos previos y necesarios para poder entender que se quiere hacer, bajo que patologías se espera beneficiar, qué variables se deben tener en cuenta y que definiciones son necesarias para ello. Asimismo, se realiza un estado del arte donde se evidencian otros artículos y proyectos, así como otros dispositivos compatibles en el mercado actual.

### **Marco teórico**

#### **Sistema músculo esquelético de la rodilla**

La rodilla es la articulación más grande y compleja del organismo humano y su estructura está configurada para sostener el peso del cuerpo mientras se corre, se camina o se está en pie, por lo que debe tener una gran estabilidad, especialmente porque los músculos que se insertan en ella son los que facilitan el movimiento mediante su contracción (130° entre flexión y extensión, así como una mínima rotación de 14° cuando está en flexión) y desarrollan una gran fuerza.

La articulación de la rodilla se llama femorotibial y es de tipo sinovial, y según sus ejes de movilidad es de tipo bisagra. Son tres los huesos que se unen en la rodilla: el fémur, la tibia y la rótula; por lo que en realidad se trata una articulación compuesta o doble, según se quiera entender. Por una parte, se unen los cóndilos del fémur (las dos protuberancias del fémur que hay en el extremo inferior del hueso) y la tibia y por otra la tróclea (la parte cóncava situada entre los dos cóndilos) del fémur y la parte posterior de la rótula.

En el primer caso, entre ambos huesos se ubican los meniscos (externo e interno), que evitan el rozamiento de ambos y cumplen la función de amortiguar las fuerzas de compresión que se producen, por ejemplo, al saltar. Entre la rótula y el fémur, sin embargo,

se interpone el cartílago prerrotuliano, cuya función es la de absorber la presión entre ambos huesos. Y, a su vez, todo el conjunto de la articulación está envuelta por la cápsula articular, cuya cubierta interna es la denominada membrana sinovial, en la que se produce el líquido sinovial, encargado de lubricar la articulación y nutrirla. No obstante, en la rodilla hay más de una docena de bolsas serosas que permiten evitar la fricción entre las distintas estructuras móviles, siendo las más significativas la prerrotuliana y la de la pata de ganso.

La estabilidad de la rodilla está determinada por los ligamentos que se insertan en los diferentes huesos, unos en el interior de la cápsula articular (intraarticulares) y otros fuera de ella (extraarticulares). En el primer grupo se encuentran Los ligamentos cruzados anterior y posterior, el transverso (une los dos meniscos) y los meniscofemorales anterior y posterior. Entre los extraarticulares destacan los ligamentos laterales interno y externo y el rotuliano, aunque hay otros que contribuyen a cohesionar la articulación de la rodilla.

Esta complejidad de la articulación de la rodilla está justificada no sólo para proporcionarle la necesaria estabilidad, fuerza y resistencia, sino también porque los músculos que actúan sobre ella son numerosos y algunos de ellos participan en diferentes movimientos. Entre ellos cabe citar como extensores de rodilla: cuádriceps femoral (vastos medial, lateral e intermedio) y el recto femoral. Asimismo, los flexores de rodilla: isquiotibiales: semimembranoso, semitendinoso, sartorio.

### **Variables goniométricas y musculares:**

- Rango de movimiento (RoM)

El rango de movimiento se expresa en grados y corresponde al área comprendida entre el inicio y final de un movimiento en un plano anatómico específico. Estas áreas pueden ser



medibles en una o varias articulaciones, donde se tiene por referencia una posición inicial de acuerdo con la disposición de las articulaciones según la posición anatómica. Los tipos de movimientos posibles en cada articulación varía según la estructura. Existen 3 notaciones utilizadas como referencia para medir el rango de movimiento: sistema 0 - 180 grados, sistema 180 - 0 grados y sistema 360 grados, según los grados de libertad de cada articulación. En las extremidades inferiores se usa el sistema 0 - 180 grados, también llamado método de cero neutro. En el caso de la rodilla, en el plano sagital hay movimiento de flexo-extensión y por lo tanto rango de movimiento medible (Norkin, 2016).

- Rango de movimiento en rodilla (flexo-extensión)

La extensión en la rodilla es el movimiento que aleja la pierna de la cara posterior del muslo, pero como la posición anatómica como punto de referencia está en el máximo, no existiría una extensión absoluta, sin embargo, es posible pasar el rango de movimiento de 5 a 10 grados, que se conoce como hiperextensión. La flexión al contrario de la extensión, acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo. La flexión absoluta se ocasiona cuando el movimiento inicia en la posición de referencia, y la flexión relativa parte desde cualquier punto en flexión (Kapandji, 2012).

- Posicionamiento

Es una variable útil en la obtención de medidas goniométricas como la longitud muscular. Se busca posicionar las articulaciones en un punto cero en la medición de rango de movimiento, donde la última articulación se desplaza para poder medir la longitud del músculo. La posición es un factor para estabilizar el segmento articular, una buena posición reduce la cantidad de tensión que puede presentarse en las estructuras de tejidos blandos que rodean las articulaciones y está directamente relacionado con el rango de movimiento,

si hay tensión en los tejidos blandos el rango de movimiento se limita. Entonces, en la articulación de la rodilla una posición de prueba en la que la rodilla se encuentra flexionada, se relajan los músculos isquiotibiales y permite un mayor RoM de flexión de la cadera, al contrario de la rodilla en posición extendida, en ese punto la flexión de cadera se limita por la tensión en los músculos isquiotibiales (Norkin, 2016).

### **Patologías o lesiones de rodilla**

Las lesiones más comunes que causan dolor en la rodilla son las siguientes:

- **Esguince de rodilla** Los esguinces son torceduras o distensiones de los ligamentos que se producen cuando se estiran demasiado o cuando una articulación se sitúa en una posición antinatural. El paciente que sufre un esguince sufre dolores musculares, hinchazón, cambio de color en la piel y rigidez de la articulación
- **Desgarro:** Consiste en una ruptura de las fibras musculares por un trauma directo o por un estiramiento súbito de las fibras que excede su capacidad, produciéndose la lesión de menisco (daño al fibrocartílago): el fibrocartílago es un disco en forma de medialuna llamado menisco, que funciona como "amortiguador" de la rodilla. Si se rompe el menisco sentirás dolor al torcer o girar la rodilla, hinchazón, rigidez y dificultad para estirla, entre otros síntomas
- **Bursitis de rodilla:** O bursitis pre-rotuliana. Es la inflamación de la bolsa serosa situada delante de la rótula, debida, generalmente a traumatismos repetidos. Llamada también rodilla del ama de casa.
- **Artrosis de rodilla:** es una lesión por desgaste debida al uso excesivo de la rodilla: esta lesión es muy común en corredores.

- Lesiones en los ligamentos de la rodilla: muy frecuentes en deportes cuya práctica exige cambios frecuentes de ritmo y dirección, por ejemplo, en futbolistas. Distensiones y / o rotura de ligamentos implica, en términos generales, pérdida de estabilidad, un dolor intenso al momento de producirse, inflamación y sensación de bloqueo.

### **Rehabilitación**

Recuperación de las funciones humanas, al mayor grado posible, en una persona o personas que padecen enfermedad o lesión. La rehabilitación física es un proceso largo y complejo en el que participan varios tipos de especialistas en atención médica (médico, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional, etc.). Para entender los entre usos y salidas del uso potencial de juegos serios dentro de este proceso, es importante tener una visión completa del paciente, las patologías y los médicos.

La rehabilitación, en el ámbito de la salud, puede definirse como la capacidad de rehabilitar a los pacientes en su entorno: "el objetivo de la rehabilitación es restaurar o devolver a una persona a un estado de funcionamiento óptimo en interacción con su entorno" (Meyer, 2015). Otra definición interesante de la rehabilitación es la de la Organización Mundial de la Salud "un conjunto de medidas que ayudan a las personas que experimentan, o tienen probabilidades de experimentar, discapacidad para lograr y mantener un funcionamiento óptimo en la interacción con sus entornos" (Organización mundial de la salud, 2021).

### **Tipos de ejercicios en rehabilitación**

- Ejercicio activo: este tipo de ejercicio es adecuado para quienes pueden mantener actividad muscular o articular sin ayuda. Deben mover los miembros por sí mismos.

- Ejercicio activo asistido: este tipo de ejercicio es adecuado para aquellos afectados que, aunque pueden mover los músculos o las articulaciones, no pueden hacerlo sin sentir dolor. Mueven los miembros por sí mismos, pero el terapeuta les ayuda a hacerlo, ya sea manualmente o con ayuda de bandas, fajas u otro material adecuado.
- Ejercicio pasivo: este tipo de ejercicio es adecuado para quienes no pueden participar activamente en el procedimiento, así como para pacientes que se encuentran en estado postquirúrgico primario o mejor dicho, que acaban de salir de cirugía. No se les exige ningún esfuerzo. El terapeuta mueve sus extremidades para evitar contracturas (el endurecimiento permanente de los músculos como resultado de la falta de movimiento), entre otros objetivos.

Los ejercicios de aumento del grado de movilidad activos-asistidos y activos-pasivos se realizan muy suavemente para evitar lesiones, aunque es inevitable que produzcan algún malestar.

### **Mecanismos para la transmisión y transformación de movimiento**

Este tipo de mecanismos transmiten un movimiento lineal o circular; o lo transforman de circular en lineal, o a la inversa. Entre ellos se pueden encontrar:

**Poleas con correa:** se trata de dos ruedas situadas a cierta distancia, que giran a la vez por efecto de una correa. Las correas suelen ser cintas de cuero flexibles y resistentes. Las hendiduras de ambas poleas tienen el mismo tamaño y la correa entre ambas debe tener la tensión adecuada para que se transmita el movimiento. Existen multitud de tipos de correas siendo las más comunes la plana, cilíndrica, trapezoidal y eslabonada. (Norton, 2009)

**Engranajes:** los engranajes son ruedas dentadas que encajan entre sí, de modo que unas ruedas transmiten el movimiento circular a las siguientes. El tamaño de los dientes de todos los engranajes debe ser igual. Los más pequeños giran a mayor velocidad, de modo similar a las poleas. Existen distintos tipos de engranajes en función de la forma de sus dientes. (Norton, 2009)

**Piñón-cremallera:** este sistema transforma el movimiento circular en rectilíneo por medio de dos elementos dentados: Un piñón que gira sobre su propio eje y una barra dentada denominada cremallera. Los dientes pueden ser rectos o helicoidales. Cuando la rueda dentada gira, la cremallera se desplaza con movimiento rectilíneo, se trata de un mecanismo reversible. (Norton, 2009)

**Tornillo-tuerca:** este sistema sirve como elemento de unión entre dos o más piezas. Pero, además posee unas características que le permiten que se pueda utilizar para transmitir el movimiento. Se compone de una varilla roscada y una pieza con un agujero roscado de la misma métrica o medida. Al girar la varilla, permaneciendo fija la tuerca, hace que esta última se desplace en sentido longitudinal del eje, con lo que se consigue transformar un movimiento circular uniforme en otro lineal. También se trata de un mecanismo reversible. Un parámetro clave en este sistema es el paso, que es la distancia en milímetros entre vuelta y vuelta. (Norton, 2009)

**Transmisión directa:** Este tipo de mecanismos no transforma el movimiento, consiste principalmente en que el sistema que genera el movimiento se enlaza directamente con el eslabón sobre el que actuará, por lo que el movimiento se distribuye directamente sobre él sin necesidad de amplificarse o modificar su relación de movimiento. (Norton, 2009)

### **Marco normativo**

A nivel nacional, se tiene en cuenta la Resolución 8430 de 1993 sobre normas técnicas y administrativas en investigaciones en salud (Ministerio de salud, 1993). El decreto 4725 de 2005 define los requisitos necesarios para la producción de dispositivos médicos para uso humano y su clasificación por riesgo (Ministerio de salud y protección social, 2005).

## **Estado de arte**

### **Máquinas de movimiento pasivo continuo: flexo-extensión**

En 2005 en la Universidad de Northeastern presentó una serie de dispositivos portátiles en el que se encuentra un dispositivo de codo de movimiento pasivo continuo portátil, el cual permite tres modos de funcionamiento: pasivo, activo y de esfuerzo, favoreciendo de esta forma a una rehabilitación progresiva. Así mismo, dependiendo de cada modo de funcionamiento tiene configuraciones ajustables, las cuales se controlan, monitorean y registran usando un programa de LabVIEW en una computadora. Si bien la aplicación está destinada a otro tipo de articulación, este dispositivo detecta el límite de resistencia muscular que ha alcanzado el paciente y actúa en consecuencia invirtiendo la dirección del movimiento. Esto es muy importante porque garantiza una mejor seguridad al paciente a la hora de la realización del sistema. Sin embargo, una desventaja que presenta es que se hace necesario la presencia de un experto para el uso del dispositivo (Mavroidis, 2005).

Arturo en el 2009 propone un diseño de máquina pasivo continuo, que permita configurar la velocidad, sus ángulos de operación y que sus eslabones sean ajustables para que pueda ser utilizado por personas de distintas edades. Este proyecto es interesante en el análisis cinemático que realiza, lo cual es importante para definir los movimientos del dispositivo. Aunque esta máquina no se fabrica, las dimensiones en su modelamiento la hacen ver como un equipo robusto y que no es de fácil transporte. Entre sus características, podemos detallar una velocidad angular sobre la articulación de 5 grados por segundo con un peso aproximado a los 10 Kg y un rango de movimiento de 0 a 110 grados. (Arreola Chávez, 2009).

Se publica también en el 2009 un artículo en la revista *Journal of Intelligent Manufacturing*, donde se propone un sistema de mejora a la máquina de movimiento pasivo convencional, otorgando más de libertad de movimiento, donde el sistema actúe como fisioterapeuta e interprete por retroalimentación las reacciones del paciente concernientes a la rehabilitación a través del control por computadora utilizando sensor de fuerza/par y posición. El artículo realiza un modelado matemático del sistema robótico y simulaciones con Simulink de MATLAB, es también un sistema robusto, pero da una nueva perspectiva de mejora por la retroalimentación de señales, que bien puede ser un aspecto base a integrar en el sistema a desarrollar (Akdoğan, 2009).

Para el año 2016 Naghavi y Majhoob, plantean un sistema robótico para el entrenamiento de rehabilitación de rodilla. El diseño que emplean permite configurar tres modos de funcionamiento: pasivo, de asistencia y resistencia activas, que se asigna según el progreso de la terapia, mientras el paciente se encuentra sentado en una silla teniendo como parámetro el control de la angulación. Esta propuesta es distinta si se compara con la mayoría de las máquinas de movimiento pasivo que su estructura es horizontal, mientras que esta es vertical, lo que permite analizar posibilidades respecto al diseño del sistema. También mencionan estrategias en cuanto al control de velocidad del motor empleado, las cuales podrían implementarse en la ejecución del proyecto (Naghav, 2016).

En la universidad Técnica del Norte, Ecuador, se presenta un trabajo de grado para realizar un “Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica”, para movimientos de flexo extensión constantes, con un rango de  $0^{\circ}$  a  $120^{\circ}$ . Parten de un análisis QFD (función despliegue de calidad) para así obtener las variables de ingeniería a partir de los requerimientos del usuario, incluyendo también información sobre dispositivos



de rehabilitación existentes para potenciar su funcionamiento. Este prototipo emplea una aplicación a partir de la cual se configura las variables de velocidad, angulación y repetición, que son almacenadas en una base de datos para la historia clínica del paciente. Esta propuesta no se puede llevar a prácticas hospitalarias debido a que el sistema tuvo fallas en el ensamblaje cuando realizaron la pruebas, y, a pesar de querer obtener un prototipo de bajo peso, el dispositivo es un pesado para ser manejado por un terapeuta. Dentro de sus características se detallan aspectos como unas velocidades angulares variables con un máximo de 7 grados por segundo y un rango de movimiento de 0 a 110 grados (Ruiz Méndez, 2017).

Se presenta también un sistema de rehabilitación para pacientes que han sufrido hemorragia cerebral en primer grado y por consecuencia sufren hemiplejía. Se realiza un estudio clínico sobre un paciente de 70 años con los síntomas susodichos y un grupo de control de 15 personas entre los 20 y los 75 años. Se realiza un protocolo de ejercicio de 40 minutos de caminata con el dispositivo GEAR durante 5 días a la semana. Como resultados se pudo determinar que el paciente en estudio tuvo una mejora de casi 3 veces mayor al grupo de control. De esta investigación clínica se obtiene como aporte que el uso de dispositivos de soporte y apoyo en rehabilitación pueden mejorar drásticamente los resultados de las terapias a realizar (Hirano et al., 2017).

El robot HAL (Hybrid Assistive Limb) es un exoesqueleto robótico diseñado para apoyar miembros deteriorados. Veintidós pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla fueron asignados aleatoriamente al grupo HAL-SJ (n= 12) o al grupo de fisioterapia convencional (CPT) (n= 10). En el quinto día postoperatorio, los pacientes realizaron ejercicios activos de flexión de rodilla con o sin asistencia de HAL-SJ cada dos días. Las medidas de

resultado incluyeron el rango de movimiento activo y pasivo de la flexión de rodilla (ROM), la fuerza muscular y la intensidad del dolor, según la escala analógica visual, y se evaluaron en los días postoperatorios 5 (pretratamiento) y 10 (postratamiento). La ROM activa se midió a los 6 meses después de la operación; se realizó un seguimiento a largo plazo mediante entrevistas telefónicas. Ambos grupos mostraron mejoría significativa entre los 5 y 10 días postoperatorios en todas las medidas de resultados. Las mejoras en ROM activan ( $p < 0.01$ ), ROM pasiva ( $p < 0.01$ ), fuerza muscular ( $p < 0.01$ ) y dolor ( $p < 0.01$ ) fueron significativamente mayores en el grupo HAL-SJ que en el grupo CPT. Los resultados a largo plazo también fueron significativamente mejores en el grupo HAL-SJ. De esta investigación se obtiene como aporte la mejoría que se consigue en el uso de dispositivos médicos de asistencia en rehabilitación frente a la fisioterapia convencional (Kotani et al., 2020).

La empresa Chattanooga, diseñó un dispositivo denominado OptiFlex 3 diseñado para ayudar al paciente a recuperarse después de la cirugía de articulación. Esta unidad se usa en el post-operatorio, normalmente para una sustitución total de la rodilla y reparaciones del Ligamento cruzado anterior (LCA). Después de una cirugía importante de articulaciones, si un paciente no logra mover la articulación, el tejido alrededor de la articulación se agarrotará y se formará tejido cicatricial, dando como resultado una articulación con un rango de movimiento limitado. Flexionando y extendiendo repetidamente la articulación afectada por un arco de movimiento prescrito durante un periodo prolongado de tiempo, la Unidad MPC (Movimiento Pasivo Continuo) OptiFlex 3 reduce los efectos adversos de la inmovilización y trauma en la articulación de la rodilla. Dentro de sus características principales, se detallan aspectos como un peso de 12 Kg, un tamaño de 95x35x33 cm, una

velocidad angular ajustable desde 1 grado por hora a 5 grados cada 24 horas, y un rango de movimiento desde -7 grados de hiperextensión hasta 120 grados de flexión (Catálogo Chattanooga, 2007).

La empresa Enrafnonius, diseñó un dispositivo llamado Kinetec Spectra, el cual es un equipo para el MPC (Movimiento Continuo Pasivo) de rodilla, pie y cadera, rompe el ciclo traumático, inflamatorio y la pérdida de rango de movimiento, elimina la rigidez articular en rodilla. Proporciona un movimiento pasivo continuo postoperatorio inmediato, reduce el periodo de hospitalización. Dentro de sus características podemos observar que se presenta con un peso de 12 Kg, un tamaño de 40x41x33 cm, una velocidad angular variable de 45 a 155 grados por minuto y un rango de movimiento de -10 grados en hiperextensión hasta 120 grados en flexión (catálogo Kinectec, 2009).

### **Capítulo 3**

En este capítulo se detalla la forma como se llevó a cabo y la realización de la idea de proyecto, de cómo se realizó la investigación, el diseño, la manufactura y las pruebas necesarias para validar un prototipo funcional.

#### **Metodología**

##### **Etapa I: Diseño electromecánico del sistema**

La etapa de diseño consistió en todo el proceso por el cual se va a llegar a obtener unos resultados necesarios que permitirán la construcción y posterior validación del sistema. Es necesario recalcar que esta etapa es primordial ya que es la base de todo el proyecto.

Para ello se necesita realizar un proceso de documentación y comparación para determinar la mejor forma de direccionar el diseño.

Descripción estructural y de movimiento para el diseño del sistema

Dentro de la documentación y el estado del arte, se realizó una descripción de las estructuras más comunes encontradas que ya se utilizan comercialmente, donde se pueden encontrar dispositivos desde máquinas de movimiento pasivo, hasta ortesis que logran simular y apoyar un movimiento específico. En este punto, se buscó realizar un proceso de ideación que luego se plasma en papel para generar bocetos de tal forma que las ideas con respecto a las necesidades del proyecto se lleven a un punto más tangible. Asimismo, se detallan dentro de los aspectos metodológicos la necesidad de determinar el movimiento y la terapia que más apoyo genera dentro del proceso de rehabilitación. Es por ello por lo que en la búsqueda bibliográfica se realizó una búsqueda de los métodos terapéuticos y los tipos de ejercicios que se realizan dentro de la rehabilitación.

### Diseño estructural del prototipo

Para el diseño del sistema se realizó una revisión del estado del arte y de la documentación para poder definir unos requisitos necesarios para darle funcionalidad al sistema. En primer lugar, se tuvieron en cuenta parámetros como la fuerza necesaria para levantar un miembro inferior, las propiedades intrínsecas de los materiales disponibles para la construcción del sistema, los valores promedios de longitud y diámetro de las secciones anatómicas del cuerpo humano que interactúan con el sistema y su respectiva distribución en la población por edades, piezas estándar disponibles para el ensamblaje del mecanismo como son tornillos, tuercas, pasadores, arandelas, rodamientos, etc. Luego, se realizó el diseño de un sistema de barras metálicas que funcionan como chasis, soporte y anclaje para todo el sistema electromecánico. Con respecto al sistema electromecánico, se hace referencia al conjunto de piezas que en su unión y ensamble logren realizar la distribución de energía necesaria para poder mover el miembro inferior a rehabilitar. Este sistema se debe de escoger según documentación, teniendo en cuenta el diseño de maquinaria y la teoría de robótica medica que nos permita determinar cómo se logran distribuir las fuerzas necesarias para poder realizar un diseño más eficiente.

### Modelado geométrico del sistema electromecánico

El modelado geométrico consistió en la representación del sistema a través de entidades geométricas definidas como líneas, polígonos o circunferencias, de tal forma que se pueda describir el sistema con propiedades geométricas inherentes. El objetivo es lograr definir la distribución espacial y la forma de los componentes, así como su conectividad y funcionalidad para futura aplicación. Para esto, se realiza un modelado geométrico con

barras y cilindros del sistema electromecánico escogido. De tal forma que se determinó el movimiento del sistema.

#### Selección de los componentes del sistema electromecánico

Para la selección de componentes se tuvo en cuenta 3 aspectos importantes: Los requisitos de diseño, la selección que se debió realizar del tipo de mecanismo para el sistema electromecánico y la disponibilidad de procesos de manufactura en la región, en nuestro caso de Colombia. De entre los requisitos se resalta la motorización como un aspecto crucial de los componentes a escoger, así también, darle importancia a las materias primas disponibles que se utilizaron en el sistema de barras del prototipo a plantear. Otras piezas que deben de determinar su material de fabricación son los soportes de agarre del sistema electromecánico al miembro inferior. Estas piezas son algo especiales ya que son las que entran en contacto directo con la piel del paciente. Aquí se analiza no solo las propiedades mecánicas del material sino también la comodidad que debe generar al paciente. Asimismo, se tiene en cuenta la teoría para la selección del mecanismo posible para generar el movimiento, entre los que se ven en el marco teórico, se hará un método de selección de matriz de pesos de tal forma que se pueda escoger correctamente un mecanismo que realice el movimiento necesario. Teniendo en cuenta que la pierna durante su movimiento de flexión extensión funciona como un mecanismo de biela-manivela se debe analizar un mecanismo que permita ejercer o un movimiento lineal sobre la sección de la pierna o un movimiento circular sobre la articulación de la rodilla o de la cadera. Es por ello por lo que se tuvieron en cuenta 4 tipos de mecanismos posibles que teóricamente cumplen con las posibilidades de cumplir con los requerimientos necesarios. Estos son, mecanismo de tren de engranajes con actuador, mecanismo de transmisión directa, mecanismo de poleas y

mecanismo de tornillo tuerca. La matriz de pesos quedó como resultado de este proceso de selección de componentes. Así como los diseños realizados del mecanismo escogido, la lista de piezas construidas y los planos del sistema completo. Esos resultados detallan de forma correcta la conformidad de este proceso de diseño

## **Etapa II: Construcción del sistema**

### Ensamblaje del sistema electromecánico

El ensamblaje del sistema dependió directamente de las piezas escogidas y de las medidas de los elementos estructurales diseñados y manufacturados según el diseño propuesto. Para lograr un ensamblaje correcto se tuvo en cuenta aspectos como las medidas de piezas estándar disponibles que se plantearon en el diseño y de las tolerancias que se presentan según los métodos de manufactura como torneado y fresado CNC, corte, taladrado, impresión 3D y manufactura manual. Teniendo en cuenta estos aspectos, y los métodos de manufactura mencionados y a utilizar en la realización del prototipado se puede realizar un buen ensamble según los anclajes virtuales que se plantean en el diseño por software o modelado CAD.

Los resultados esperados de esta etapa serán muestra visual de la conformidad de la etapa 1: diseño. Los resultados esperados de esta etapa metodológica consisten en el proceso de prototipado, por lo que cuantitativamente no se tendrán resultados sino hasta que se haga el proceso de evaluación del sistema.

Cabe resaltar que en esta etapa también se tuvo en cuenta el proceso de generar un sistema embebido que integre las secciones mecánicas con el actuador, la electrónica necesaria y los sensores inerciales que permita el control eficiente de los movimientos. Es por ello por lo que determinan estas piezas y su disposición en el sistema antes de la manufactura.

### **Etapa III: Evaluación del sistema**

La etapa de evaluación depende directamente de los objetivos planteado en la realización del proyecto. Entre lo que se esperó evaluar, según el peso de las piezas manufacturadas, su ensamblaje, sus tolerancias y la motorización del sistema, el tiempo que le toma al sistema realizar un ciclo de movimiento de flexo extensión, la capacidad en peso o carga que puede llegar a soportar sin afectar el rendimiento y la cantidad de potencia eléctrica consumida por el motor durante su funcionamiento. También se realizó una evidencia a través de un sensor inercial que permite evaluar la goniometría correcta de los movimientos generados. Estos aspectos se evalúan según un diseño experimental que se especifica de tal forma, que objetivamente se puedan determinar valores cuantitativos de tiempo, peso, potencia eléctrica y ángulos en Segundos, Kilogramos, Vatios y grados. Para ello, en el caso del tiempo se colocó el sistema sin carga determinando con un cronometro el tiempo que le conlleva realizar un ciclo de funcionamiento, esta prueba se realizó 5 veces para determinar un promedio de movimiento y unas desviaciones que pueden ocurrir. Para el caso del peso, se realizaron pruebas de tal forma que se determinó el rendimiento eficiente del prototipo según cargas de 5, 10, 15 y 20 kg para reconocer el comportamiento del sistema bajo distintas cargas. En el caso de la potencia eléctrica consumida por el sistema se detalló durante las pruebas de peso los cambios de voltaje y corriente medidas por una fuente de voltaje estándar conectada a la motorización. Por último, en cuestión de goniometría, se utilizó un sensor inercial a través del software de Arduino para determinar los ángulos frente a los ejes del sistema y se obtienen pruebas por goniometría. Esta prueba por goniometría se realiza 5 veces para determinar valores estadísticos que determinen un promedio y desviaciones.



Gracias a esta metodología se obtuvieron los resultados necesarios para la validación de cada uno de los objetivos planteados.

## **Capítulo 4**

El capítulo 5 tiene que ver con los resultados, aquí se detallan todo lo que se realizó en la práctica durante la realización de este proyecto, que se obtuvo en el proceso de diseño, que se obtuvo con la manufactura y que se obtuvo con las pruebas realizadas, si fue necesario volver a analizar un diseño, un prototipo o hacer cambios no esperados dentro de la metodología.

### **Resultados**

#### **Etapa I: Diseño electromecánico del sistema**

Como resultado de este proceso se tiene en cuenta que se realizó una revisión de los sistemas que ya se utilizan en rehabilitación en la actualidad y que gracias a ellos se logra estipular secciones y requerimientos necesarios para poder llegar a un diseño. Asimismo, se analizaron terapias y movimientos que se utilizan dentro de los procesos de rehabilitación. En este punto se determinó que no existe un proceso terapéutico único para una patología específica, esto a causa de que cada paciente debe recibir una terapia personalizada, lo que sí se puede hacer es generalizar que el movimiento de flexión extensión de rodilla es el más utilizado durante rehabilitación de tejidos blandos a causa de que es el que genera mayor trabajo sobre músculos y tejidos implicados en el movimiento.

En primer lugar se determinaron los mecanismos posibles para generar el movimiento de flexión extensión, esto teniendo en cuenta el movimiento de biela-manivela que efectúa la pierna. Para ello lo primero que se hizo es una matriz de selección por pesos según los 4 mecanismos que pueden generar el movimiento necesario. Sin embargo, para la selección de estos mecanismos no solo se tuvieron en cuenta aspectos teóricos, sino que se habló con expertos en la manufactura y con ingenieros que trabajan constantemente con estos

mecanismos para determinar variables como costos, tiempo de manufactura, y características especiales que se tienen en cuenta para la construcción de cada mecanismo y poder utilizar esta información como base para la toma de decisiones. De esta forma, se consigue dar con el primer resultado, la matriz de pesos de selección.

Matriz de seleccion de diseño																			
Propiedades y características con valores de peso																			
Opcion/Criterio	Peso Kg	Peso	Total	Tamaño	Peso	Total	Costo	Peso	Total	Materiales	Peso	Total	Tiempo de manufactura	Peso	Total	Características especiales	Peso	Total	Total
Actuador y engranajes	7		2,45	7		1,75	4		0,4	4		0,2	4		0,8	4		0,2	5,8
Transmision directa	2	35%	0,7	2	25%	0,5	4	10%	0,4	2	5%	0,1	7	20%	1,4	5	5%	0,25	3,35
Poleas	4		1,4	4		1	7		0,7	8		0,4	7		1,4	1		0,05	4,95
Tornillo-tuerca	6		2,1	6		1,5	7		0,7	7		0,35	5		1	7		0,35	6

Tabla 1. Matriz de selección de pesos para diseño de mecanismo.

Dentro de la matriz se detalló que el aspecto más importante es el peso en kilogramos del mecanismo por ello se le da un 35% de importancia. En segundo lugar se encuentra el tamaño, se busca también un tamaño pequeño para mejorar la portabilidad del sistema. Tiene una importancia del 25%. Luego, viene el tiempo de manufactura, el cual tiene una importancia del 20%, esto ya que no se puede extender demasiado la etapa de construcción. El criterio del costo es lo siguiente, se dio una importancia del 10% y en último lugar tanto materiales como características especiales con un 5% cada uno. Esto ya que los materiales no varían demasiado según el mecanismo y en características especiales con aspectos que dependen específicamente de cada mecanismo, como estabilidad, confiabilidad y valores que no se tienen tanto en cuenta.

Dentro de la matriz hay que resaltar que el mecanismo que obtiene el mejor puntaje es el mecanismo de tornillo-tuerca. Con un puntaje de 6 en total. Este puntaje se calculó ponderando los resultados de las variables anteriores. En el caso del peso, se notó que el

mecanismo de engranajes es el que tiene el mejor puntaje, esto ya que un tren de engranajes no conlleva mucho peso y se usan piezas pequeñas. El mecanismo de transmisión directa es el de menor valor, ya que para este se necesita utilizar un actuador tipo Brushless pero su tamaño y peso son muy elevados, ya que se necesita uno de gran tamaño. Por lo que se lleva la mejor puntuación, las poleas tienen un peso moderado por lo que tiene un valor cercano a la media. En cuanto al tamaño, es exactamente igual al peso. El criterio del costo de manufactura hizo denotar dos cosas, los mecanismos de engranajes y transmisión directa son los más costosos. Mientras que las poleas y el tornillo-tuerca son más económicos. En cuanto al criterio de materiales se denota que la transmisión directa es el más costoso por el actuador que se necesita para su funcionamiento, seguido por los engranajes ya que el costo de manufactura de estos es demasiado elevado. Las poleas son las más económicas ya que no requieren de muchas medidas y trabajos especiales de manufactura, mientras que el de tornillo tuerca no difiere mucho de las poleas. El tiempo de manufactura se consume demasiado en la manufactura de los engranajes, mientras que las piezas necesarias para el tornillo tuerca también afectan su puntaje. La transmisión directa necesita muy pocas piezas para funcionar por lo que el tiempo de manufactura es poco, al igual que las poleas. En cuanto a las características especiales se tuvieron en cuenta aspectos como estabilidad, durabilidad seguridad para el paciente y cantidad de piezas. Según la información obtenida, se dice que las poleas son las menos estables, menos duraderas y pueden generar un riesgo al paciente por el uso de correas. El actuador y engranajes requieren una construcción muy precisa y exacta, además de que su estabilidad no es la mejor. El mecanismo de transmisión directa es el más estable, pero su peso y su tamaño ponen en riesgo la seguridad del paciente por lo que no es lo mejor. Mientras que el sistema de tornillo tuerca es eficiente en

casi todos los aspectos. De esta forma, se dan los valores de puntaje y peso a cada variable y criterio, entregando los resultados necesarios para la selección del mecanismo, esto también permite cuantificar los resultados del proceso de diseño.

De esta forma, se empiezan a definir aspectos necesarios para el diseño del sistema. En primer lugar, se analizan las posibilidades de actuadores en el mercado que se puedan implementar dentro del mecanismo de tornillo-tuerca. Se tiene en cuenta que debe ser un actuador de alto torque pero de poco tamaño y peso. Afortunadamente, se pudo encontrar un actuador dentro de las instalaciones de la Universidad Autónoma de Bucaramanga que cumple estos requerimientos. El motorreductor de alto torque referencia POLOLU GB37-131 es un actuador que trabaja con voltajes de 12V y 5 amperios llegando a una potencia máxima de 60 Vatios y un torque cercano a los 45 Kg\*cm. Este actuador es perfecto para la aplicación a la que se va a implementar. Con un diámetro no mayor a los 40 mm y una longitud no mayor a los 60 mm, da buenas especificaciones de tamaño. Su peso es de solo 210 g.

En la siguiente tabla se pueden observar algunas especificaciones.

POLOLU GB37-131							
Rated voltage	Stall Current	No-load current	Gear ratio	No-load speed (RPM)	Extrapolated stall Torque		Max Power (W)
					(Kg*cm)	(oz*in)	
12 V	5.5 A	0.2 A	1:1. (no gearbox)	10.000	0.5	7	-
			6.3:1	1600	3	42	12
			10:1.	1000	4.9	68	12
			19:1.	530	8.5	120	12
			30:1.	330	14	190	12
			50:1.	200	21	290	10
			70:1.	150	27	380	10
			100:1.	100	34	470	8
			131:1.	76	45	630	6
150:1.	67	49	680	6			

Tabla 2. Especificaciones del actuador POLOLU GB37-131.

Este actuador nos va a dar toda la potencia, el par y la fuerza que se necesita. Con este actuador se realizó un diseño para poder aprovechar completamente el torque que pudiera entregar. Teóricamente, el mecanismo de tornillo-tuerca permite que el torque entregado por un actuador no disminuya según la longitud del eslabón al que va a actuar, por lo que da un rango mayor de trabajo. Gracias a esto se diseñó en el software SolidWorks el sistema con cada una de sus piezas a construir y con piezas estándar que se pudieron encontrar en el mercado. Con esto se puede especificar que el diseño se compone de dos partes principales. Un sistema de barras cilíndricas rectas y articuladas que son las que se conectan directamente con el miembro del paciente y que se diseñan según secciones anatómicas humanas como lo son el muslo, la pierna y la rodilla. Un sistema de conversión de movimiento que se conecte con el sistema de barras y que transforme el movimiento rotacional en movimiento lineal. Para lograr este sistema, se necesitan piezas como un eje roscado que se pueda conectar con el actuador que escogimos, unas barras rectas que funcionen como guías para evitar fluctuaciones en el sistema y dar mayor estabilidad, balineras lineales que disminuyan la fricción entre las barras guías y el carro que va a hacer el movimiento lineal, se necesitan bases que sirvan como chasis o soportes para poder anclar todo el sistema en conjunto. Todas estas piezas se unirán con tornillería y pasadores que se consiguen en el mercado. Teniendo en cuenta que la pierna trabaja como un sistema de biela-manivela se ha de realizar un análisis geométrico donde se obtienen ángulos máximos y mínimos de trabajo para poder aplicar al diseño. De esta forma, se realiza en

calculo geométrico a través de GeoGebra donde se obtienen los ángulos de trabajo del sistema según longitudes estadísticas de cada sección.

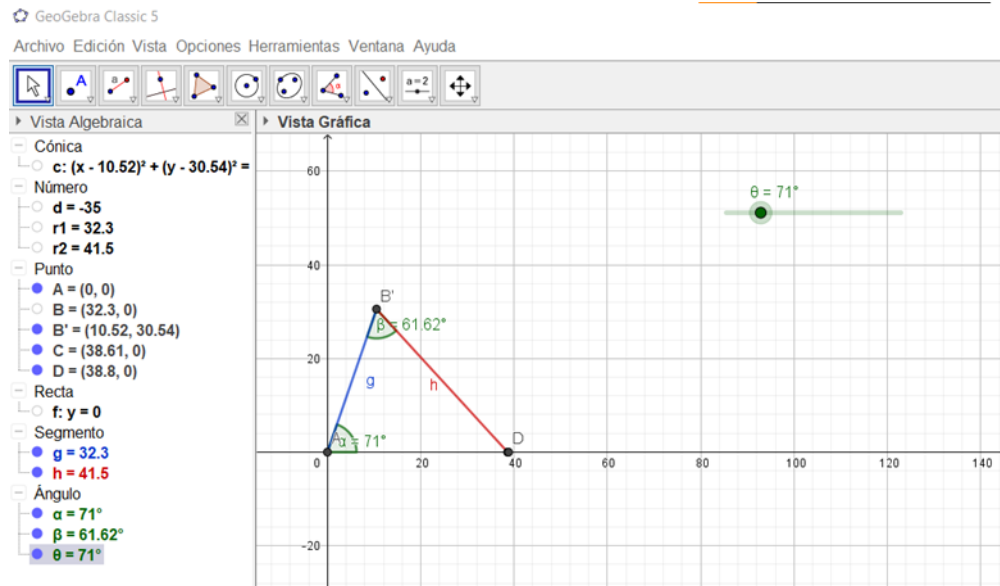


Figura 1. Angulo mínimo de trabajo del sistema de biela- manivela a diseñar, donde la línea azul corresponde a la sección femoral y la roja a la sección tibial.

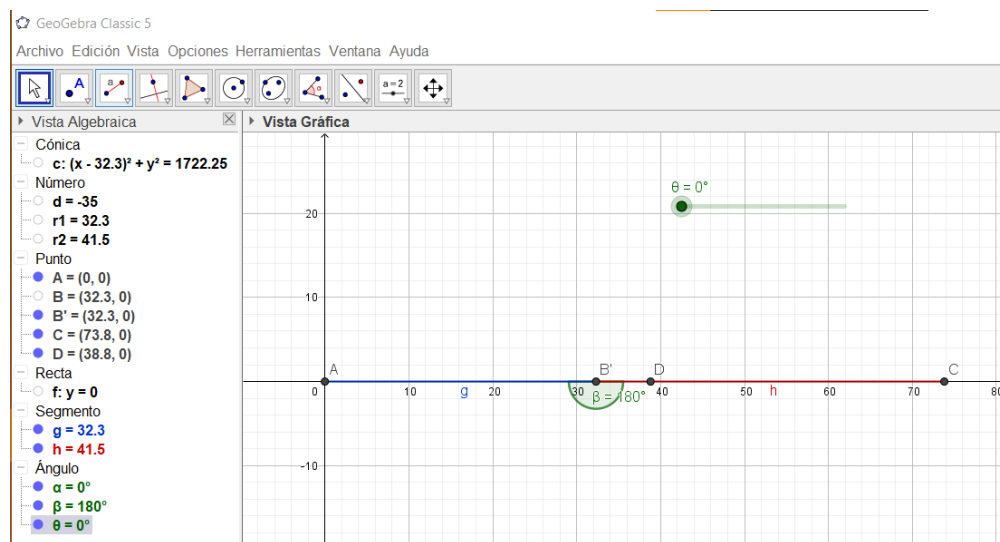


Figura 2. Angulo máximo de trabajo del sistema de biela-manivela.

Como se observa, los ángulos teóricos, máximos y mínimos, corresponden a ángulos de 180 grados y 61.62 grados. Estos ángulos corresponden a el movimiento angular sobre el

eje de la rodilla, sin embargo, no especifican el rango de movimiento real de la articulación, para ello, se deben reacomodar haciendo un cálculo matemático donde se lleven al sistema de rango de movimiento que se menciona en el marco teórico donde evidenciamos que se deben mantener en un estándar de 0-180 grados. Y no sobre el movimiento del eje de la articulación, sino con respecto, en este caso, al eje X horizontal. De esta forma, se debe analizar el valor del rango de movimiento restando el ángulo menor con respecto a la posición del eje X, que en este caso, corresponde al mismo valor de la posición de extensión máxima, por lo que el eje X tiene un valor de 180 grados. Así, el rango de movimiento corresponde a un valor de 118.38 grados teóricamente.

Posteriormente, se procedió a iniciar con el proceso de diseño. Para esto, se realizó un boceto en el que se pudiera observar cómo se ancla el sistema a el miembro inferior. Se evidencia en la figura 3. Este es el boceto que define como el sistema de barras debe ir conectado.



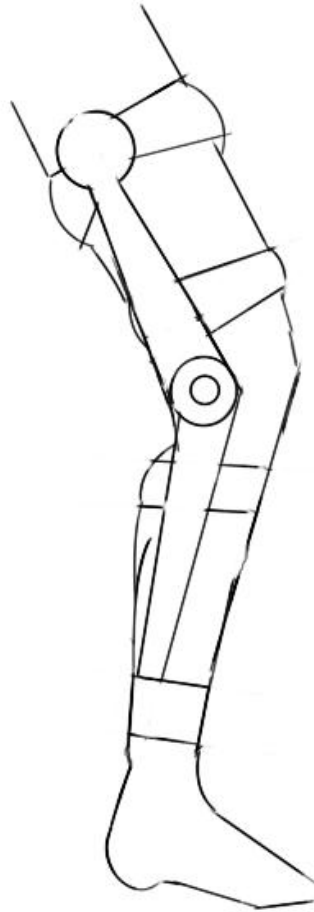


Figura 3. Primer boceto del proyecto donde se visualiza el sistema de barras que se anclan a las secciones anatómicas del paciente.

Luego de este proceso de boceto, se comienza con el proceso de diseño de cada una de las piezas necesarias en el software SolidWorks. En este punto ya se tienen en cuenta tanto las cuestiones de medidas antropométricas, de cálculos realizados y de materiales necesarios para la construcción del sistema. Así, se llega al punto de tener un diseño que junta el

sistema de barras que se anclan al miembro inferior como el sistema mecánico que realiza y distribuye el movimiento a través del mecanismo de tornillo tuerca.

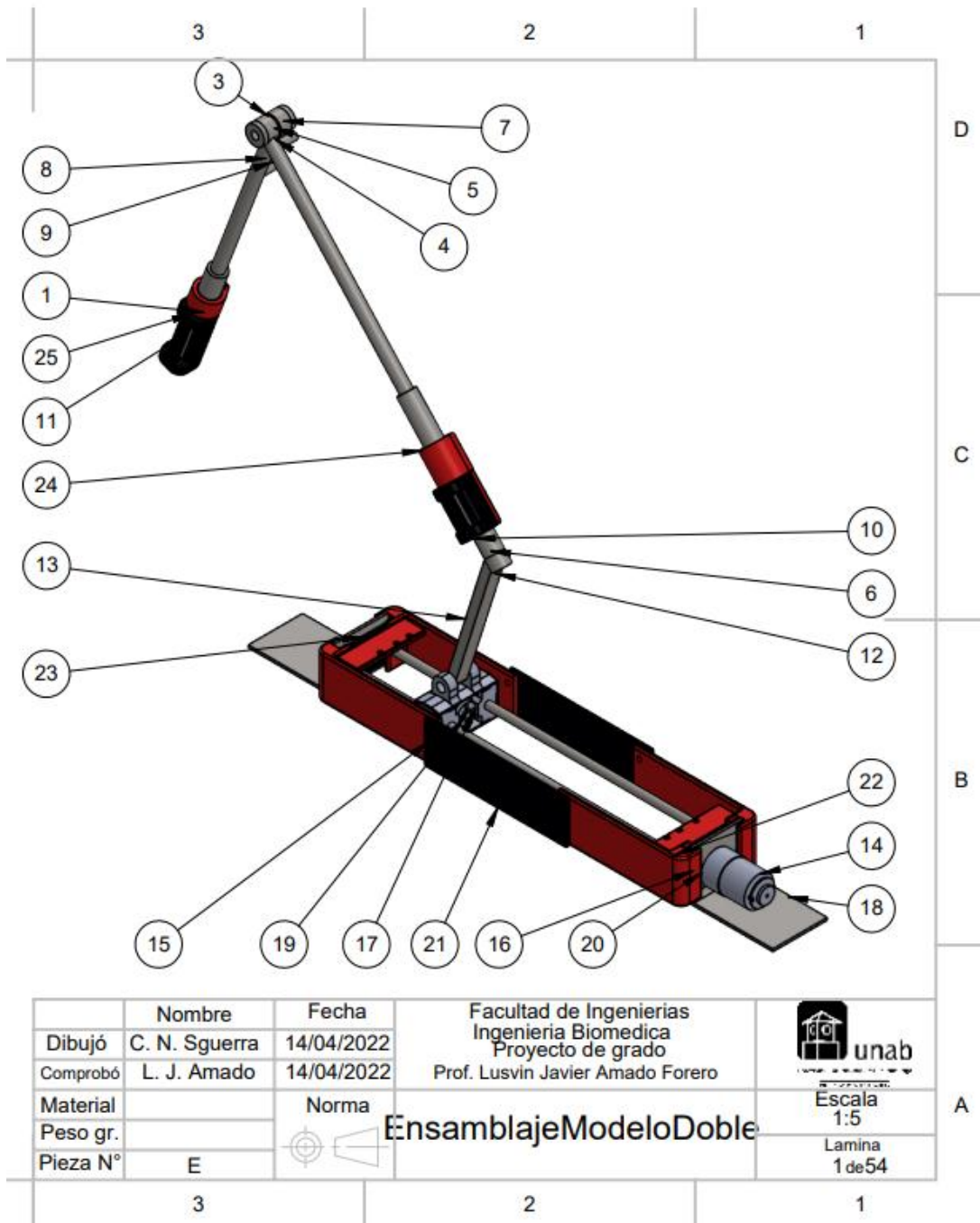


Figura 4. Plano del diseño isométrico con número de piezas

# de elemento	nombre de pieza	Cantidad
1	Posicionador superior	1
2	Bara superior 2	1
3	Articulación Hembra	2
4	Barra inferior 2	1
5	Buje medio	1
6	Posicionador inferior	1
7	Buje externo	2
8	Pasador 1	1
9	Pasador 2	1
10	Soporte Nuevo1	1
11	Soporte Nuevo2	1
12	Acople Soporte Ruedas	1
13	Barra R	1
14	Polulu 37D	1
15	Balinera lineal	2
16	Barra guía	2
17	Eje tornillo	1
18	Soporte carro	2
19	Acople Barras y mecanismo	1
20	Barras soportes	4
21	Barras soportes 2	2
22	Soporte Fin de carrera	2
23	Guía barras paralelas	2
24	Soportes pasadores	1
25	Soporte pasadores2	1

Tabla 3. Lista de piezas diseñadas para el sistema.

En la figura 4 y en la tabla 3 se relaciona tanto el diseño con la cantidad de piezas diseñadas y las necesarias para ensamblar el sistema en su totalidad. En adelante, se explica un poco la funcionalidad del sistema y de sus piezas.

En la figura 5, se observa el diseño CAD del sistema como un render del diseño. En la figura 6 se detalla el sistema de barras, que corresponde a la sección que se conecta con el miembro inferior del paciente y que realiza el movimiento de flexión extensión en forma de biela-manivela.



Figura 5. Diseño CAD final del sistema electromecánico.



Figura 6. Sistema de barras cilíndricas rectas y articuladas

La figura 7 hace un detalle a las secciones del sistema, donde se puede visualizar el sistema de tipo telescopio para ajustar la longitud según la antropometría del paciente.



Figura 7. Vemos a detalle algunas secciones del sistema de barras, en este caso se observa un sistema de ajuste tipo telescopio para que se permita una ergonomía mayor según la estatura y longitud de los miembros de los pacientes.

En la figura 8 se observa el sistema de articulación que permite realizar el movimiento rotacional.

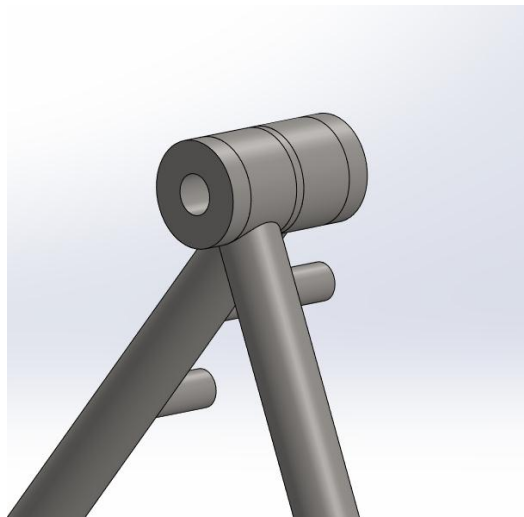


Figura 8. A detalle se observa la articulación de las barras, esto para permitir el movimiento, asimismo, se ven unas piezas llamadas bujes que son las arandelas externas que permiten dar una guía al eje de rotación y también disminuyen la fricción.

Y en la figura 9 se observa el sistema de conversión de movimiento rotacional en lineal. Aquí se detalla el motor que es el que genera el movimiento rotacional, asimismo, unas barras paralelas y el sistema de sujeción y carcasas del sistema.

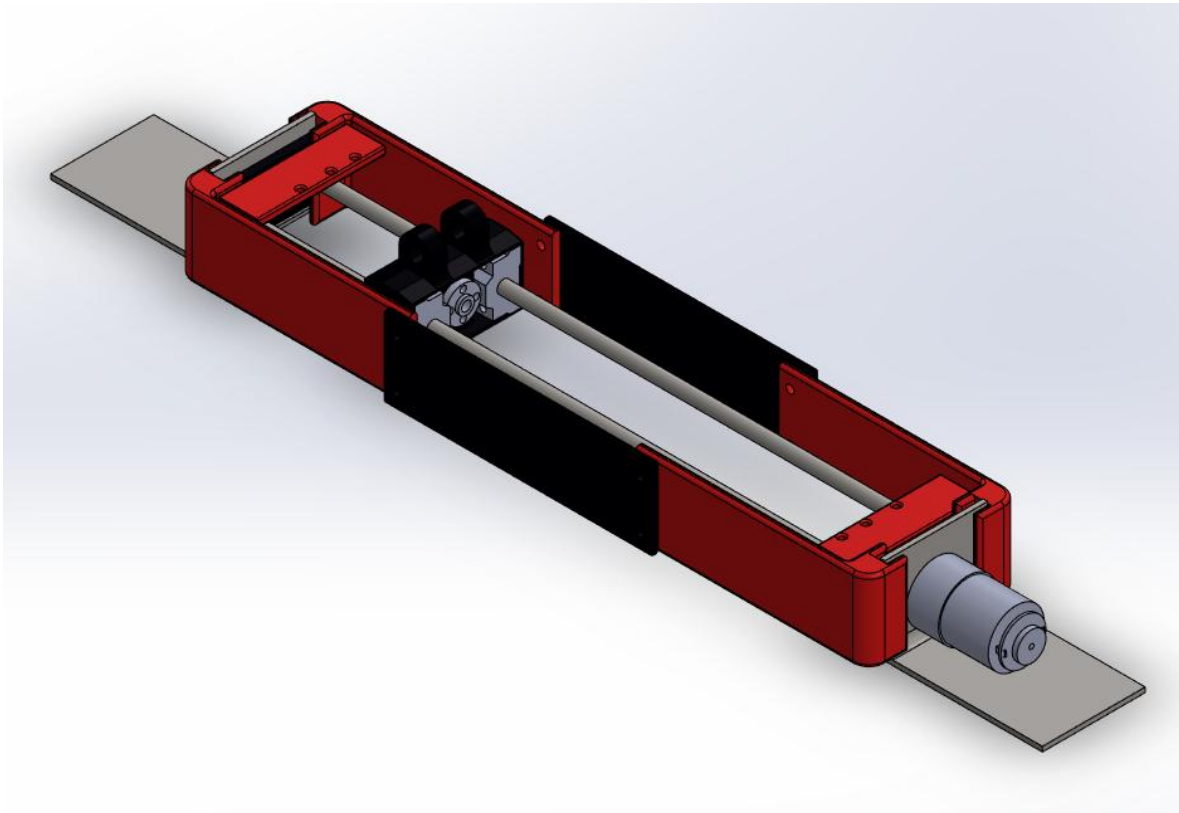


Figura 9. Sistema de conversión de movimiento rotacional a lineal. En la esquina inferior derecha podemos ver el motor acoplado al sistema.

En este punto se habla más acerca del sistema de conversión de movimiento, ya que este es probablemente la pieza más compleja de todas. En la figura 10, se visualiza el sistema sin las piezas que son impresas en 3D, tampoco se observa la barra roscada que debe ir en el eje central conectada al motor ya que esta se considera una pieza estándar que se va a adquirir por compra y no por manufactura. Aquí es donde se observa un poco el movimiento que se presenta, en donde las piezas se mueven sobre unos ejes y sobre unas

barras creando un movimiento lineal a lo largo del sistema. Las piezas impresas en 3D son principalmente soportes para sensores, carcasas o guías para acomodar otras piezas. En la construcción de este sistema, se quiso evitar realizar soldaduras entre las piezas metálicas para ahorrar en costos, para lo cual algunas de las piezas plásticas funcionan como soportes y anclajes para evitar la separación del sistema.

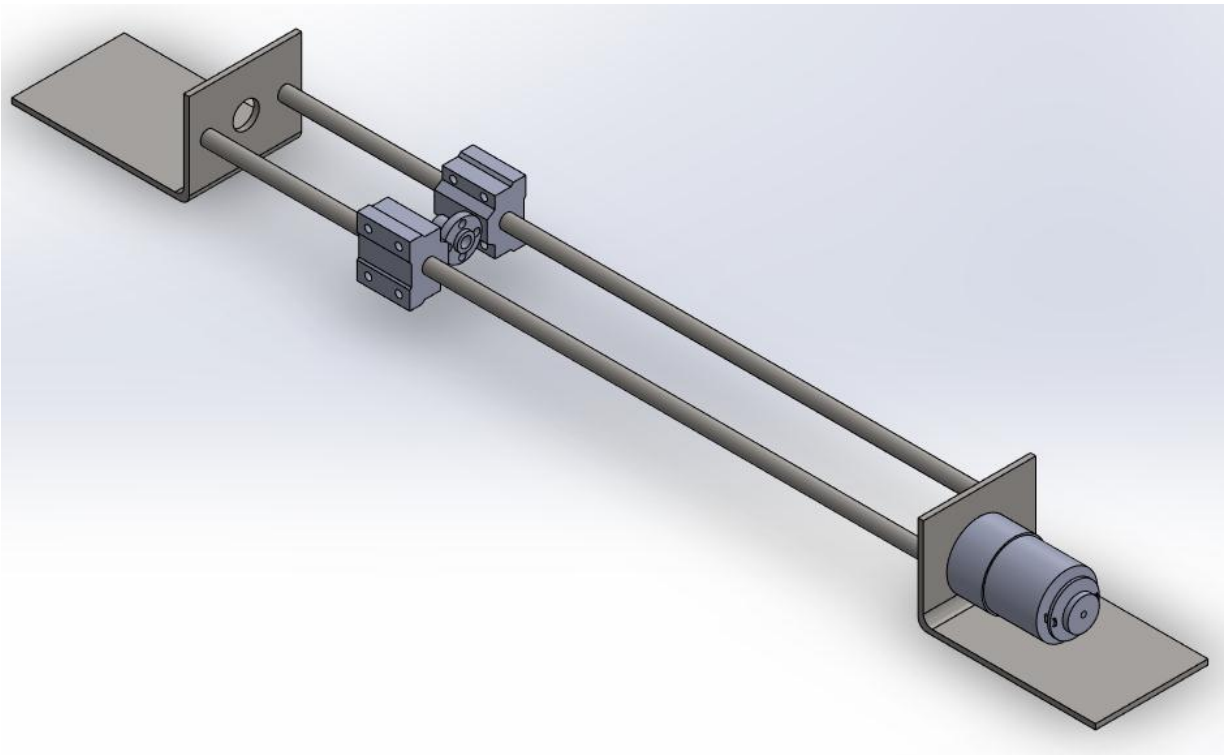


Figura 10. Se ve el sistema metálico de barras y soportes que dan la estabilidad del sistema, así como dos balineras lineales y un buje roscado que debe ser atravesado por el eje que se acopla al motor.

En la figura 11, se observa la pieza más compleja del sistema que es el carro que conecta el eje del movimiento lineal con las barras cilíndricas rectas articuladas. Esta pieza se planea manufacturar en impresión 3D con un material más resistente a la tracción de lo que se puede tener normalmente en impresión 3D. Según diseño se espera sea PETG (Tereftalato de polietileno con glicol) que es un material polimérico que tiene mayor resistencia a



golpes, corrosión, humedad y a fracturas que otros materiales como el PLA y el ABS. Esto a causa de que esta pieza va a soportar el peso del miembro inferior de una persona, junto con el peso del sistema y el torque que ejerce el motor, por lo que, al estar sometido a tantos esfuerzos, es preferible manufacturarlo en un material más resistente.

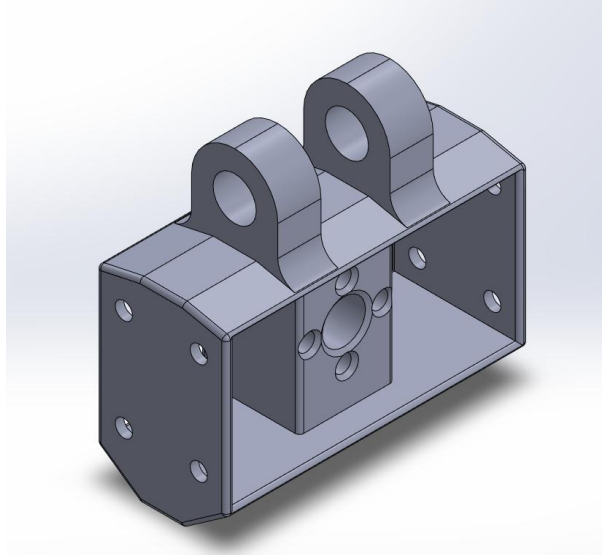


Figura 11. Esta es la pieza que conecta el sistema activo con las barras cilíndricas rectas articuladas.

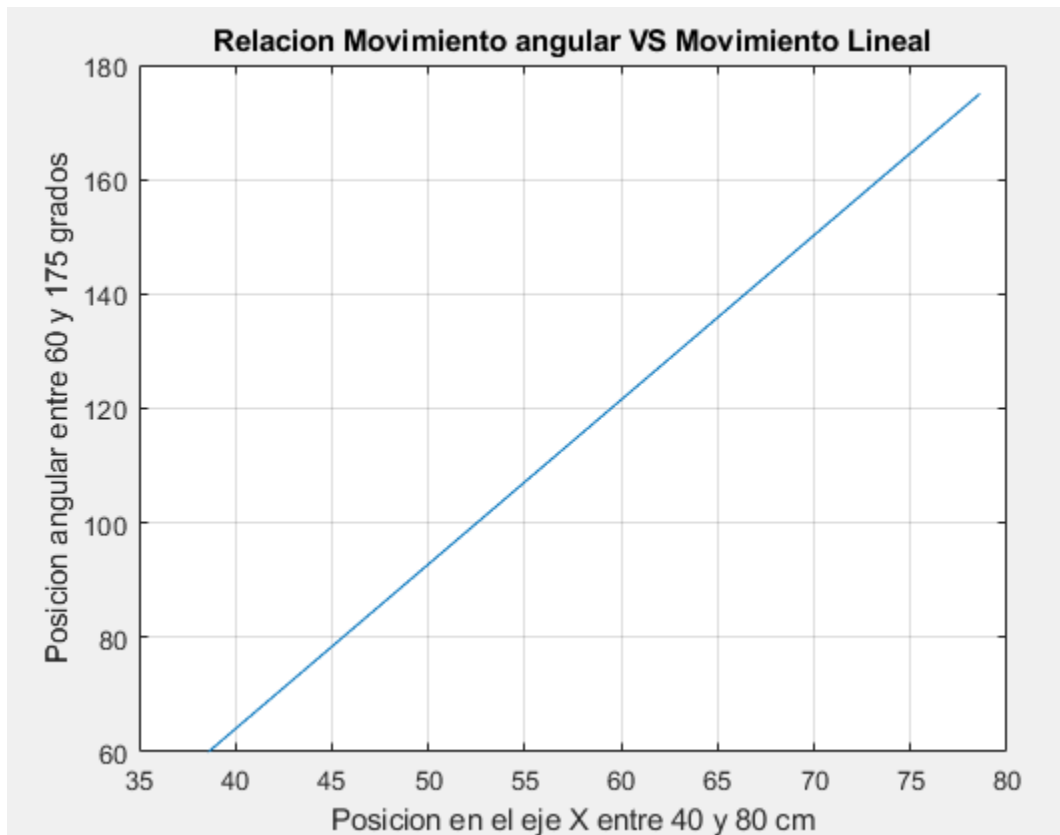


Figura 12. Relación entre movimiento angular del punto articular de la rodilla que se mueven entre los 60 y los 175 grados y el movimiento lineal del sistema.

En esta imagen, podemos detallar el movimiento angular vs el movimiento lineal que presenta el sistema. Realizando un proceso de cálculos se determina que hay una relación de en la que teóricamente se tiene un movimiento constante y uniforme. Evaluando valores teóricos, y definiendo que el actuador se mueve a una velocidad angular de 75 RPM, podemos detallar un movimiento lineal teórico de 10 mm/s. Asimismo, se puede determinar gracias a esta velocidad lineal que el sistema se demora teóricamente 40 S en hacer un solo recorrido y por ende, se tiene una velocidad angular de 2.8 grados/segundo sobre a articulación de la rodilla.

En las figuras anteriores se evidencian los materiales diseñados y necesarios en total, de tal forma que se evidencia la cantidad de piezas y su posición en el diseño de tal forma que se puede describir conformación y construcción del prototipo.

## **Etapa II: Construcción del sistema**

### Ensamblaje del sistema electromecánico

Los resultados esperados en la etapa de construcción del sistema se presentan de forma física como prototipo funcional del sistema junto con archivos que demuestren el proceso de diseño, manufactura y ensamble que se estipulan en la sección de metodología.

Para la construcción del sistema, se utilizaron métodos de manufactura por eliminación de viruta y procesos de impresión 3d principalmente. En este proyecto se quiso exponer la posibilidad de generar y manufacturar piezas por impresión 3d de tal forma que permite disminuir costos y darle un peso menor al sistema. Para ellos, se realiza un análisis de las piezas que más peso y esfuerzo deben aguantar durante el movimiento, por lo que se evidencia que las piezas que generan movimiento y están directamente relacionadas con el mecanismo de Manivela-Corredera serán las que deben tener mayor resistencia a tensión, contracción y fatiga. Por lo que las barras rectas son enviadas a manufacturar en acero inoxidable 304L que es un acero resistente a la corrosión y que no genera complicaciones al entrar en contacto con pacientes. El sistema activo que consta del eje roscado y las barras guías junto con los soportes base, se logran conseguir ya manufacturados en metal. La pieza que se evidenció anteriormente en la figura 8, al poseer una geometría irregular que por cuestiones de manufactura saldría demasiado costosa hacerla en materiales metálicos, se decide manufacturar en material polimérico especial PETG. Las demás piezas, al no

soportar cargas y solo ser guías o soportes para otras piezas se pueden manufacturar en polímeros a través de la impresión 3D.



Figura 13. Piezas manufacturadas en acero inoxidable 304L.



Figura 14. Piezas manufacturadas en acero inoxidable 304L.



Figura 15. Construcción del sistema activo de corredera que transforma el movimiento rotativo del actuador en movimiento lineal.

Como ya se comentó en la sección anterior, el motor POLOLU que se utiliza es la base del sistema electrónico que genera el movimiento, para poder controlarlo se hace necesario disponer de un circuito puente H que permita cambiar la polaridad y el giro del motor. El control se realiza con programación en Arduino. En un principio, se quiso realizar el control con un módulo puente H L298N que es el puente H más usado comercialmente, sin embargo, luego de varias pruebas el circuito no trabajó correctamente a causa de que solo es capaz de soportar 2 amperios en corriente. Por lo que se recurrió a la aplicación un módulo puente H BTS7960 que es un circuito con mucho mas rango de trabajo en corriente

y soporta las mismas cargas de voltaje. El control del actuador también depende de su posición con respecto al eje roscado, por lo que se debe hacer un control con finales de carrera para poder saber cuándo el motor debe cambiar de dirección. De esta forma, se logra crear un sistema que genera el giro, la potencia y el cambio de movimientos deseados. De esta forma, se pueden evidenciar piezas como las de las siguientes imágenes.

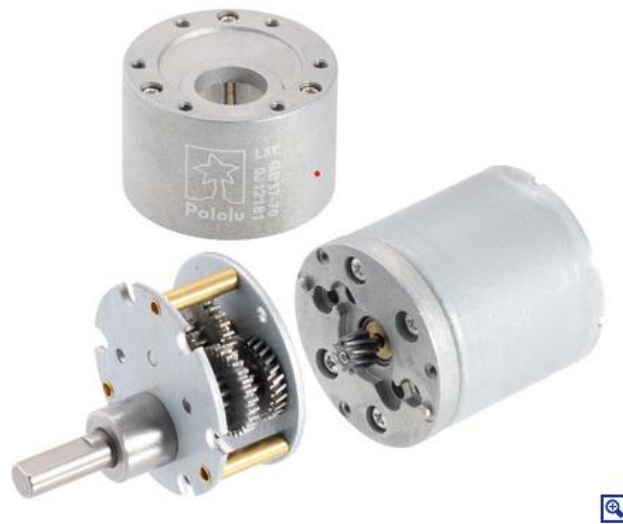


Figura 16. Imagen de la referencia GB37-131 que fue la referencia utilizada.



Figura 17. Modulo Puente H L298N para control de motores DC y motores paso a paso.

Fuente: <https://avelectronics.cc/producto/modulo-l298n/>

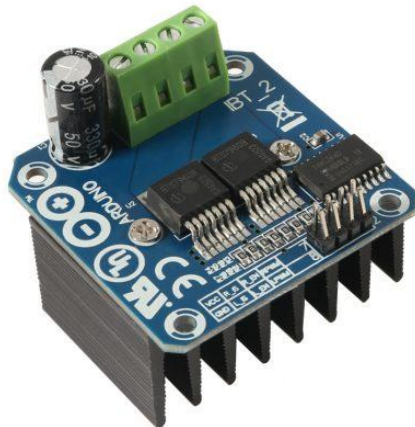


Figura 18. Modulo Puente H BTS7960 para control de motores DC. Fuente:

<https://www.rcextremo.co/producto/duino/>

Por último, en la etapa de construcción se plantea también el proceso de control y programación del micro que permita el correcto movimiento del sistema. Por consiguiente, se explica dentro de un diagrama de flujo.

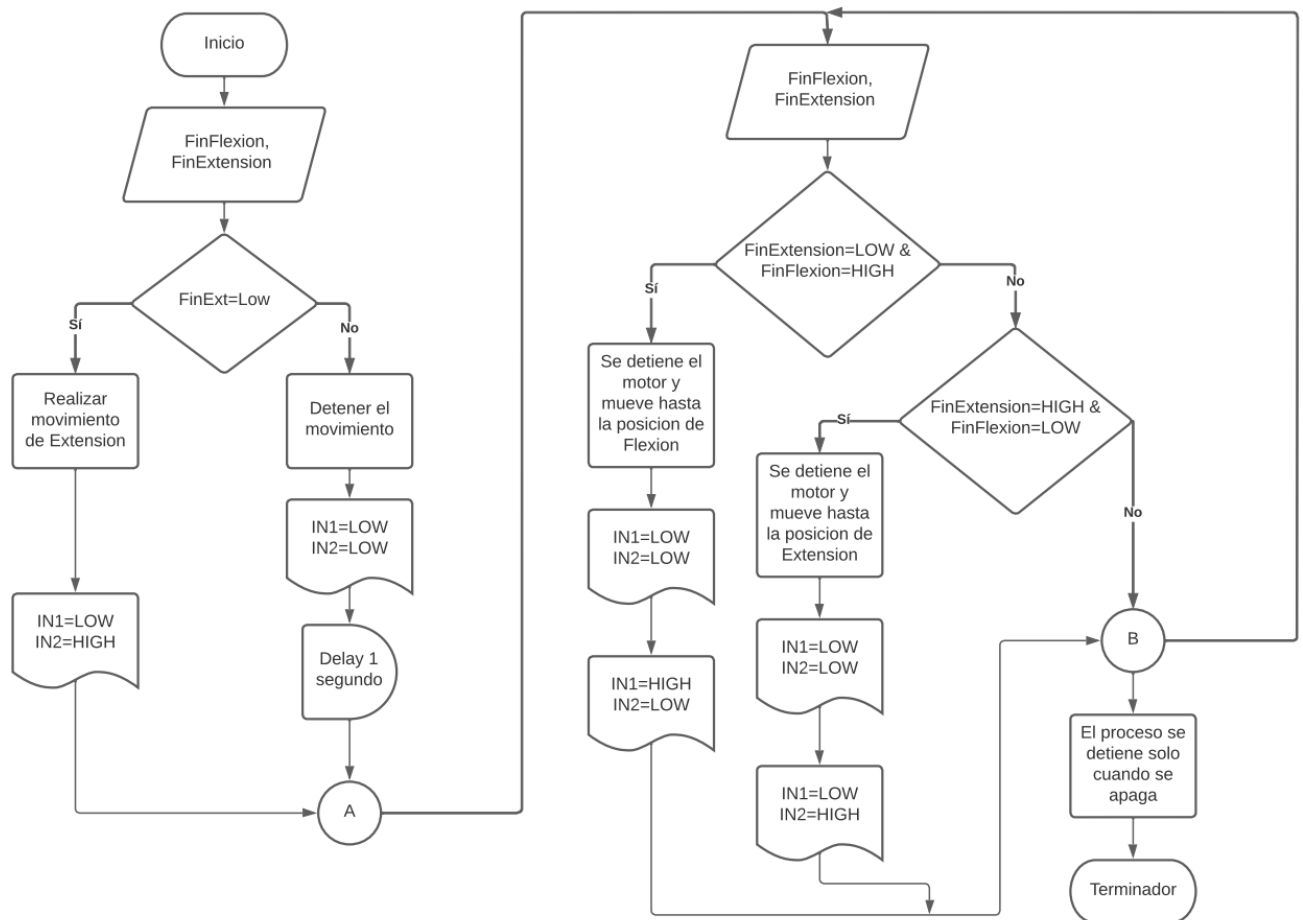


Figura 18. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador.

Este diagrama de flujo explica el funcionamiento de la programación, podemos observar cómo se inicia con una detección de los estados de dos variables que corresponden a los pines de entrada que llevan a los finales de carrera. Estos finales de carrera envían una señal al ser presionados, por lo que se puede detectar la posición del sistema gracias a ellos. Con eso podemos realizar movimientos según necesidad. Luego de detectar el estado de los finales de carrera se procede a realizar un movimiento para que el sistema siempre arranque



en la posición de extensión máxima, para que sea más sencillo de colocar para el paciente y para parametrizar el movimiento. Con esto luego se van a realizar movimiento repetitivos y constantes de flexión extensión durante un tiempo definido por especialista pero no acomodado en la programación, ya que esto se lleva a realizar en un ciclo repetitivo. Si se quiere detener el sistema se debe dejar de alimentar el sistema de potencia o el microcontrolador.

### **Etapa III: Evaluación del sistema**

La etapa de evaluación de resultados brinda unos resultados de pruebas que fueron documentadas y organizadas según los que se estipuló dentro de la metodología. De esta forma se entregan resultados para pruebas de tiempo, peso, potencia eléctrica y ángulos.

Para la evaluación, se deben estandarizar algunos valores, como por ejemplo el voltaje de alimentación del sistema que se tomó siempre a 12V que salen de una fuente de voltaje variable. Asimismo, todas las pruebas se llevaron a cabo el mismo día en el mismo ambiente. Los resultados de peso, potencia eléctrica y tiempo se tomaron con equipos disponibles en el laboratorio como pesas, multímetro, fuente de potencial eléctrico y cronometro digital respectivamente. Las pruebas de ángulos se hacen para validar el movimiento de flexión extensión y se realizan acoplado al sistema un módulo de sensor inercial que permite medir la posición según un eje de referencia. De esta forma, a través de programación se hacen los cálculos necesarios para determinar los ángulos de movimiento.

En cuestiones de tiempo, se toma un registro por cronometro digital en el que se evidencia el tiempo de movimiento del sistema en un ciclo de flexo extensión. En el cual se puede evidenciar un tiempo promedio de 54,58 segundos en hacer un ciclo completo de flexión

extensión. Este es un valor ya practico en el que por cuestiones de fricción, varia el tiempo frente a los 40 segundos teóricos que se habían calculado en la etapa de diseño.

Pruebas de tiempo de ejecucion de movimiento de flexion extension			
Prueba	Tiempo de ejecucion en segundos	Promedio	Desviacion
1	55,2	54,58	0,725947657
2	53,5		
3	54,4		
4	54,5		
5	55,3		

Tabla 4. Resultados del cronometro digital durante las pruebas de tiempo de un ciclo de flexo extensión sin carga a 12 voltios.

En el caso del peso, se hicieron las pruebas estipuladas, sin embargo, el sistema solo pudo soportar un peso máximo de 15 Kg antes de evidenciar posibles fallas de funcionamiento, por lo que las pruebas de peso de 20 Kg no se realizaron. Para la evidencia de estos resultados se toma como pruebas videos anexados en las memorias de este proyecto.

Por último, la potencia eléctrica máxima consumida por el sistema fue de 12V y 2.135 amperios, por lo que se espera un gasto eléctrico no mayor de 26 Vatios. Para ello, se muestran evidencias de las corrientes máximas consumidas en las figuras 21, 22, 23, 24 y 25 y se resumen en la tabla 4. Aquí se evidencia el aumento del consumo de corriente y de potencia según el peso ejercido al sistema.

Prueba (Kg)	Voltaje(V)	Corriente(A)	Potencia

			Eléctrica(W)
0 Kg	12 V	1.785 A	21.42 W
5 Kg		1.996 A	23.952 W
10 Kg		2.027 A	24.324 W
15 Kg		2.135 A	25.62 W

Tabla 5. Resultados de consumo de potencia eléctrica con respecto al peso ejercido sobre el sistema electromecánico.



Figura 21. Fuente de voltaje variable a 12 V para la realización de pruebas de peso y de consumo eléctrico.



Figura 22. Corriente máxima consumida por el sistema sin peso agregado.

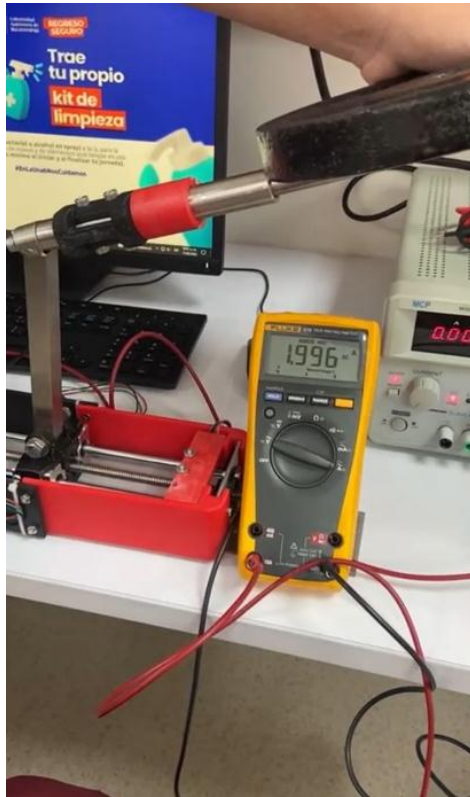


Figura 23. Corriente máxima consumida por el sistema con 5Kg de peso agregado.



Figura 24. Corriente máxima consumida por el sistema con 10Kg de peso agregado.

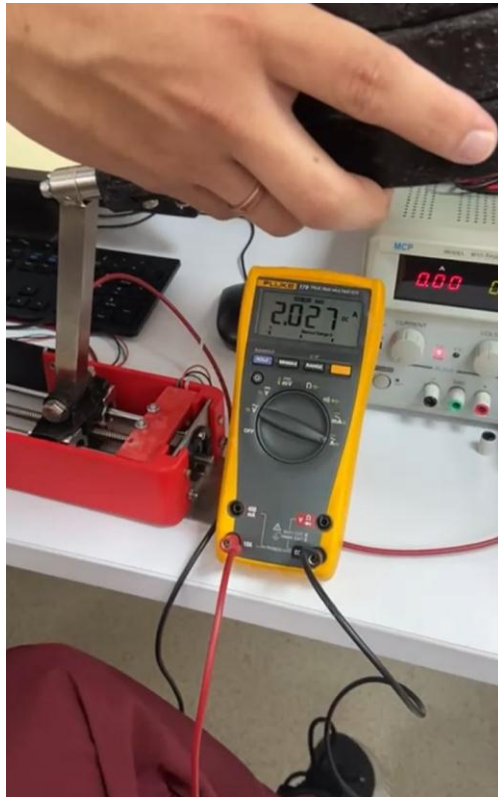


Figura 25. Corriente máxima consumida por el sistema con 15Kg de peso agregado.

Asimismo, para la validación del movimiento de ángulos se tomaron los valores dentro del sensor inercial que muestra a través del IDE de Arduino con el que se realizó el proceso de programación. Para esto se usó un sensor inercial MPU-6050 que entrega los ángulos directos de inclinación en el eje.



Figura 26. Sensor inercial MPU 6050 en la posición donde toma los datos.

Para estas pruebas inerciales de angulación, se tomaron 4 mediciones de tal forma que se obtiene los ángulos contra el eje horizontal de las secciones femorales y tibiales para poder determinar matemáticamente el ángulo en la articulación. Para ello, se entregan datos estadísticos que se calcularon con los valores entregados de ángulos máximos y mínimos del eje femoral y el eje tibial. Esto se evidencia en la tabla 5.



Valor minimo tibial	2,98
Valor maximo tibial	34,11
Valor minimo femoral	11,06
Valor maximo femoral	80,72
Media tibial	18,545
Media femoral	45,89
Desviacion tibial	8,990786951
Desviacion femoral	20,11343995

Tabla 6. Valores estadísticos de los datos exportados a Excel para cálculos necesarios de los datos goniométricos.

Al obtener estas mediciones se puede realizar un cálculo matemático según los datos para poder obtener el valor del rango de movimiento que permite el dispositivo, y que realiza según la programación.

Estos cálculos se realizaron por trigonometría, de tal forma que gracias a las longitudes tanto femorales como tibiales, que funcionan como catetos, y los ángulos máximos y mínimo se realiza, a través de la ecuación de seno, un cálculo del cateto opuesto para

calcular el ángulo que se presenta sobre la articulación. De esta forma se calcularon los valores máximos y mínimos de flexión, que en su sustracción, se determinó el valor de rango de movimiento.

Calculos goniometria y valor de rango de movimiento					
Nombre	Valor	Medicion	Seno del angulo	Valor del cateto opuesto	Valor del angulo sobre la articulacion
Longituf femoral	32,3	cm			
longitud tibial	41,5	cm			
Angulo minimo tibial	3	grados	0,052335956	2,171942184	87
angulo maximo tibial	34	grados	0,559192903	23,20650549	56
angulo minimo femoral	11	grados	0,190808995	6,163130551	79
angulomaximo femoral	80	grados	0,984807753	31,80929042	10
Angulo maximo de extension	166	grados			
Angulo minimo de flexion	66	grados			
Valor de rango de movimiento	100	grados			

Tabla 7. Valores utilizados para calcular rango de movimiento en la articulación. Se toman los ángulos máximos y mínimos, se calculan catetos para determinar su verdadero valor sobre la articulación, luego a través de sumatoria de ángulos se determinan los valores máximos y mínimos de extensión y flexión respectivamente y su resta es el valor de rango de movimiento.

De esta forma, se determina que el valor de rango de movimiento sobre la articulación de la rodilla que se realiza con el dispositivo es de 100 grados. Este valor difiere un poco al teórico que se calculó de 118 grados, sin embargo, puede ocurrir a causa de circunstancias externas como la fricción, el esfuerzo o las tolerancias que se presentan dentro del dispositivo.

### **Análisis de resultados**

Los resultados obtenidos con las pruebas realizadas nos entregan conclusiones satisfactorias frente a los que se quería responder con este proyecto.

#### **Análisis resultados etapa de diseño.**

Se logró un diseño electromecánico apoyado por software que ayuda a la asistencia en rehabilitación de rodilla. El diseño se llevó a cabo bajo parámetros teóricos y prácticos del análisis de un sistema de Biela-manivela-corredora que permite generar los movimientos de flexo extensión al anclarlo al miembro inferior de una persona. Lo que se logró aquí es, gracias a la biomimetica del ser humano, ver aplicados estos movimientos en la robótica y en el diseño de maquinarias. Se aplicó un mecanismo de conversión de movimiento de tornillo-tuerca que permitió la transformación de movimiento rotacional de un actuador en un movimiento lineal.

El proceso de diseño conllevó un análisis cuantitativo para seleccionar el mecanismo más eficiente a la hora de ser aplicado dentro de este proyecto. Se tuvo en cuenta el proceso de rehabilitación y terapia física de y por lo tanto variables como el rango de movimiento de la articulación y la antropometría del paciente para generar un dispositivo funcional y ergonómico que se ajuste a las necesidades planteadas.

El proceso de diseño sufrió en su desarrollo varios cambios e implicó uso de manufactura con aporte especializado y se convirtiera en el proceso metodológico más extenso del proyecto y de la sección metodológica.

Al comparar el resultado del prototipo desarrollado tenemos que, frente al realizado por el autor Ruiz Méndez “PROTOTIPO DE REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA PARA ASISTENCIA POSTQUIRÚRGICA” se desarrolló de manera similar en cuanto se plantea

una etapa de diseño, construcción y validación de resultados, haciendo que dicho proyecto sea muy parecido al presente. Sin embargo, el proyecto de Ruiz et al. no valida sus resultados de forma goniométrica, pero se le reconoce haber entregado su prototipo para que trabaje en un centro asistencial de rehabilitación.

Al revisar los resultados de diseño con otros artículos que la misma índole, se detalló que se logra realizar un diseño menos robusto y pesado, frente a, Arreola Chávez, en “Diseño mecánico de una máquina para terapia de movimiento pasivo continuo en la rodilla” en donde el autor deja explícito que necesariamente debe ser robusto y pesado, lo cual se refuta con los resultados obtenidos en este proyecto. Se concluye que el proceso de diseño cumple con el objetivo del diseño de un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla.

#### **Análisis resultados etapa de construcción.**

Durante el proceso de construcción se evaluaron los materiales y los procesos de manufactura que permiten la construcción de dispositivos médicos. Entre ellos, el uso de acero inoxidable 304L como el material metálico más idóneo para la construcción del sistema, por su resistencia a la flexión, a la tensión y a la contracción, y por su precio. Otros materiales fueron evaluados como el duraluminio, el aluminio, el acero inoxidable 316L y el cobre, fueron descartados a causa de que su costo o sus propiedades mecánicas que podían no satisfacer las necesidades de resistencia para el desarrollo del proyecto.

La impresión 3D fue un aliado en el proceso de construcción del sistema. Permitió disminuir costos en el proyecto, a más de estar disponible dando celeridad al desarrollo de partes del mecanismo y de poder realizar adecuaciones rápidas sobre la marcha. Este

recurso sobrepasó las expectativas que se tenía en su participación para este proyecto. Al principio se esperaba utilizar este método de manufactura solo para la realización de carcasas o prototipos demostrativos, sin embargo, luego de varias pruebas, impresiones y modelos, se logró realizar piezas de soporte y piezas que forman parte fundamental del sistema.

En cuanto a los elementos electrónicos, actuadores y sensores, se destacó el desempeño del actuador POLOLU GB37-131, siendo un motorreductor que proporciona resultados elevados con respecto a torque y potencia consumida. Tener un actuador que logre generar 47 Kilogramos por centímetro con solo dos amperios de corriente y que gracias a esto pueda levantar más de 15 kilos fue sorprendente y sobrepasó las expectativas. Convirtiéndose en actor fundamental del proyecto. El proyecto se favorece del uso de módulos y de Arduino, lo cual simplifica el control digital de un sistema de potencia como lo es un puente H de alta corriente eléctrica.

#### **Análisis etapa de evaluación.**

La etapa de evaluación da la vía libre para saber que el proyecto es viable. Se realizaron pruebas de peso, tiempo, potencia eléctrica y goniometría. Se escogieron estas 4 pruebas ya que en cuestiones de funcionalidad son las que más pueden demostrar resultados prácticos.

Prueba de peso: Se tomó como parámetro 12 o 14 Kg como un 10% del peso total de una persona promedio el correspondiente a su miembro inferior. Por consiguiente, se delimitó el peso de los pacientes que pueden llegar a utilizar este sistema a unos 150 Kg de masa corporal; se verificó que el sistema puede levantar con límite máximo 15 Kg sin tener inconvenientes. Esto se satisface por las pruebas de peso realizadas. Asimismo, se evidenciaron las pruebas de potencia eléctrica. El sistema puede utilizarse en cualquier

punto eléctrico para lo cual utiliza un adaptador de corriente alterna a corriente directa con las capacidades necesarias. Las pruebas de potencia eléctrica se realizan para poder determinar la potencia del adaptador que se requiere para cumplir con las necesidades del proyecto.

Se realizaron pruebas de tiempo de ejecución para evitar que el sistema genere movimientos demasiado rápidos o acelerados que puedan causar más traumatismos al paciente. De esta forma se programó un movimiento angular para no superar los 3 grados por segundo, y que en la práctica se llegó a obtener no mayor a los 2.5 grados por segundo, por lo que se validó un movimiento no brusco ni acelerado en el proceso de rehabilitación. Teniendo en cuenta que existen autores como Ruiz Méndez (Ruiz, 2017), en los que sus artículos hablan de aceleraciones angulares sobre esta articulación en rangos de hasta 5 grados por segundo, no se evidencia inconveniente con la velocidad de movimiento del sistema.

Por último, la prueba de goniometría tal vez es la más importante para confirmar la validación del proyecto como mecanismo de rehabilitación. En ella se evidenció el rango de movimiento que permite realizar el mecanismo, y que según los datos obtenidos, valores de hasta 100 grados. Este difiere del valor teórico calculado en un 16%, sin embargo, lograr realizar 100 grados de rango de movimiento sigue siendo satisfactorio teniendo en cuenta que los dispositivos de este tipo, en el mercado actual, se programan para realizar movimientos en rangos entre los 60 y los 90 grados en la articulación. Esto da un amplio rango de movimiento para la recuperación y la rehabilitación de una articulación. Es por esto por lo que se define el cumplimiento del objetivo de esta etapa que es validar el concepto de rehabilitación y terapia gracias al mecanismo. Todos estos valores, se

compararon frente a algunos dispositivos estipulados dentro del estado del arte para poder determinar el cumplimiento de mejoras como la portabilidad y aspectos de funcionamiento.

De esta forma, se genera una tabla comparativa por cualidades de cada dispositivo.

Producto	Peso Kg	Tamaño	Velocidad Angular	Rango de movimiento
Optiflex 3	12 Kg	95x35x33 cm	Ajustable desde 1 grado por hora a 5 grados cada 24 horas	De -7 a 120 grados
Kinetec spectra	12 Kg	40x41x33 cm	45 a 155 grados por minuto	De -10 a 120 grados
Prototipo Ruiz Méndez	No especifica	No especifica	5 velocidades variables con un máximo de 7 grados por segundo	De 0 a 120 grados
Prototipo Arreola Chávez	No especifica pero según datos de diseño se denota un valor cercano a los 10 Kg	No especifica	5 grados por segundo	De 0 a 110 grados
Prototipo actual	3,2 Kg	80x40x10c m	2,5 grados por segundo	De 0 a 100 grados

Tabla 8. Comparación cualitativa entre dispositivos utilizados académica y comercialmente para rehabilitación de rodilla.

### **Análisis general**

Se logró un diseño, una construcción, un ensamble y al final de estas etapas un dispositivo que permite evaluar su funcionalidad. Se cumplió con los requerimientos de diseño,

desarrollo y evaluación, por lo que se validó que los objetivos se han alcanzado y que apoya a la solución de una problemática que se plantea al inicio del proyecto. Los costos más elevados se corresponden a la manufactura en metal de algunas piezas, pues no son habituales. Sin embargo el costo total se vio favorecido por las partes desarrolladas en impresión 3D.



## Capítulo 5

En este capítulo se detallaron las conclusiones y recomendaciones frente al final del proyecto, llegando a una etapa final donde se pueden analizar mejoras, conclusiones y comentarios extras con respecto al proceso.

### Conclusiones

Este proyecto llevó a cabo un proceso de ingeniería intenso, que buscó la creatividad y la innovación para dar solución a una problemática. Los objetivos planteados se constituyeron gracias a la existencia de una pregunta problema, que a cabalidad de este proyecto logró llegar a una conclusión. Es posible desarrollar un mecanismo activo para la asistencia en rehabilitación por movimientos de flexión-extensión en pacientes con una lesión de tejido blando en la rodilla de características portable y a un costo razonable. Se cumplió con los objetivos trazados y se logró un prototipo funcional el cual pudo ser evaluado bajo ciertas pruebas. Con respecto al primer objetivo, se pudo llevar un proceso de diseño orientado a la manufactura de tal forma que se cumplieran parámetros y las tolerancias necesarias para la construcción del sistema. Comprende desde un proceso de ideación y diseño hasta el inicio de un proceso de construcción y manufactura de un prototipo funcional. El análisis que radicó en el proceso de determinar mecanismos y materiales necesarios conllevaron el uso de un aspecto técnico importante.

En cuanto al segundo objetivo, la integración de componentes manufacturados junto con electrónica análoga, digital y de potencia que permitieron el logro de un prototipo funcional y lograr un objetivo propuesto, así como prepararlo para una correcta evaluación. El sistema eléctrico que se presentó aquí es un sistema sencillo y trabajado por módulos y por Arduino. No se enfatizó en el diseño eléctrico ya que se esperaba no realizar diseños en

PCB, sino poder utilizar lo que ya se encontrara en el mercado. Pero si se trabajó con un desarrollo tanto de piezas mecánicas como de desarrollo de programas por computadora, por lo que el objetivo de poder integrar estas piezas se llegó a cumplir de forma satisfactoria.

El ultimo objetivo, la evaluación del dispositivo, conllevó un análisis de funcionalidad que se realiza desde un aspecto técnico con pruebas en laboratorio. Es recomendado poder llevar este dispositivo a pruebas en pacientes para validar también su funcionalidad epidemiológica. Sin embargo, en este documento se analizó correctamente su funcionalidad técnica como dispositivo para rehabilitación en comparación con otros dispositivos o autores académicos. Por lo que este objetivo se cumple satisfactoriamente.

### **Recomendaciones**

También se recomienda llevar el proyecto a un punto más avanzado donde se pueda realizar pruebas de durabilidad del sistema y mejoras, en cuanto a peso, confort y otras para uso en rehabilitación de personas. Así como permitir la utilización de este proyecto para la validación epidemiológica de su funcionalidad.

### Listado de referencias

- Akdoğan, E., Taçgın, E., & Adli, M. A. (2009). Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 20(2), 195–202. <https://doi.org/10.1007/s10845-008-0225-y>
- Arreola Chávez, A. (2009). *Diseño mecánico de una máquina para terapia de movimiento pasivo continuo en la rodilla*.
- Bell, K. M., Onyeukwu, C., McClincy, M. P., Allen, M., Bechard, L., Mukherjee, A., Hartman, R. A., Smith, C., Lynch, A. D., & Irrgang, J. J. (2019). Verification of a portable motion tracking system for remote management of physical rehabilitation of the knee. *Sensors (Switzerland)*, 19(5). <https://doi.org/10.3390/s19051021>
- Bronzino, J. D. (2006). *Medical Devices and Systems* (3rd ed.).
- Catalogo Chattanooga, (2007). Disponible en la página de internet UGL: <http://www.djglobal.com/our-brands/chattanooga/>
- Catálogo Kinectec, (2009). Disponible en la página de internet UGL: <http://www.scribd.com/doc/51901420/Kinetec-Spectra-Knee-CPM>
- Correia, F. D., Nogueira, A., Magalhães, I., Guimarães, J., Moreira, M., Barradas, I., Teixeira, L., Tulha, J., Seabra, R., Lains, J., & Bento, V. (2018). Home-based Rehabilitation With A Novel Digital Biofeedback System versus Conventional In-person Rehabilitation after Total Knee Replacement: a feasibility study. *Scientific Reports*, 8(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-29668-0>
- Guzmán Velasco, A. (2007). *Manual de fisiología articular* (C. Baquero C (ed.)).
- Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología Articular* (1 ed.).
- Kotani, Naoya. A Morishita, Takashi. A Yatsugi, Aya. A Fujioka, Shinsuke. A Kamada, Satoshi. A Shiota, Etsuji. A Tsuboi, Yoshio. A Inoue, Tooru. (2020). Biofeedback Core Exercise Using Hybrid Assistive Limb for Physical Frailty Patients With or Without Parkinson's Disease. *Frontiers in Neurology*. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00215>
- Lal, H., Sharma, D. K., Patralekh, M. K., Jain, V. K., & Maini, L. (2020). Out Patient Department practices in orthopaedics amidst COVID-19: The evolving model. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 11(4), 700–712. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2020.05.009>
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693–1702. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Lenssen, T. A. F., Van Steyn, M. J. A., Crijns, Y. H. F., Waltjé, E. M. H., Roos, G. M., Geesink, R. J. T., Brandt, P. A. V. Den, & De Bie, R. A. (2008). Effectiveness of prolonged use of continuous passive motion (CPM), as an adjunct to physiotherapy, after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, 1–11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-60>
- Long, H., Liu, Q., Yin, H., Wang, K., Diao, N., Zhang, Y., Lin, J. and Guo, A. (2022), Prevalence Trends of Site-Specific Osteoarthritis From 1990 to 2019: Findings From the Global Burden of Disease Study 2019. *Arthritis Rheumatol*. <https://doi.org/10.1002/art.42089>
- Mascarin, N. C., Vancini, R. L., Andrade, M. D. S., Magalhães, E. D. P., De Lira, C. A. B.,

- & Coimbra, I. B. (2012). Effects of kinesiotherapy, ultrasound and electrotherapy in management of bilateral knee osteoarthritis: Prospective clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-182>
- Mavroidis, C., Nikitczuk, J., & Weinberg, B. (2005). Smart portable rehabilitation devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-18>
- Meyer, M. J., Pereira, S., McClure, A., Teasell, R., Thind, A., Koval, J., Richardson, M., & Speechley, M. (2015). A systematic review of studies reporting multivariable models to predict functional outcomes after post-stroke inpatient rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 37(15), 1316–1323. <https://doi.org/10.3109/09638288.2014.963706>
- Ministerio de Salud y Protección Social (2005, 26 de diciembre). Decreto 4725. *Por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano*. [https://www.who.int/medical\\_devices/survey\\_resources/health\\_technology\\_national\\_policy\\_colombia.pdf](https://www.who.int/medical_devices/survey_resources/health_technology_national_policy_colombia.pdf)
- Naghav, N., & Mahjoob, M. J. (2016). Design and control of an active 1-DoF mechanism for knee rehabilitation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11(7), 588–594. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1027299>
- Norkin, C. C., & Joyce White, D. (2016). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry* (5th ed).
- Norton, R. L. (2009). *Diseño de maquinaria*. Worcester, EEUU. McGrawHill.
- Organización mundial de la Salud (2021). Rehabilitación. WHO. Recuperado de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- Ruiz Méndez, B. P. (2017). *Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica*.
- Sobotta, J. (2006). *Sobotta Atlas de Anatomía Humana: Tablas de músculos, articulaciones y nervios* (F. Paulsen & J. Waschke (eds.); 3rd ed.).
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2013). *Principios de Anatomía y Fisiología*.