



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO PARA  
REHABILITACIÓN DE RODILLA**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO**

**INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**PRESENTADO POR:**

**21641005 JOSÉ OBDULIO LÓPEZ LÓPEZ**

**ASESOR: ING. ALICIA MARÍA REYES DUKE**

**CAMPUS SAN PEDRO SULA; MAYO 2021**

## **DEDICATORIA**

A mis padres, José López y Brenda Oseguera que me estuvieron animando y apoyando en cada momento de mi vida universitaria, así como también a mis hermanas Luisa López y Vania López que me apoyaron para seguir adelante sin importar la situación y brindándome consejos. Al igual le dedico este documento a mi novia Andrea Ponce que me apoyo moralmente y emocional para la realización del mismo.

## RESUMEN EJECUTIVO

Desde antaño sabemos que las personas pueden sufrir de algún tipo de lesión en los miembros inferiores necesitando de cuidado y la recuperación del miembro. Hoy en día se conoce que la rodilla es la que sufre con más frecuencias lesiones provocadas por movimientos bruscos requiriendo de terapia física para su recuperación. Actualmente Honduras no posee de dispositivos automáticos que puedan realizar la rehabilitación de la rodilla por lo requieren de otras técnicas que pueden tomar largos periodos de tiempo. Por lo que teniendo como objetivo esto se realizó un dispositivo de rehabilitación que simula el movimiento de la rodilla mediante movimientos pasivos continuos. Se utilizaron diferentes herramientas para su realización como Microsoft Visio realizando los diagramas de flujo y la interfaz del usuario y el software de diseño CAD SolidWorks para la realización del dispositivo y su simulación de movimientos y sus respectivas pruebas estáticas y dinámicas, así mismo se requirió de una matriz de decisión en el cual se tomó en cuenta los factores más importantes de los materiales escogidos y se determinó como material para el dispositivo el aluminio 6061 luego de haber considerado sus factores en la matriz de decisión. Se demostró que los componentes pueden soportar una carga máxima de 700 N y al momento de estar ensamblados el dispositivo fue capaz de simular los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

Palabras clave-CAD, lesiones, rehabilitación, software, terapia

## **ABSTRACT**

Since ancient times we know that people can suffer from some type of lower limb injury which requires care and recovery of the limb. Today we know that the knee is the one that suffers more frequently injuries caused by sudden movements requiring physical therapy for recovery. Currently Honduras does not have automatic devices that can perform the rehabilitation of the knee so they require other techniques that can take long periods of time. Therefore, with this in mind, a rehabilitation device that simulates the movement of the knee through continuous passive movements was developed. Different tools were used for its realization as Microsoft Visio making the flow diagrams and the user interface and the CAD design software SolidWorks for the realization of the device and its simulation of movements and their respective static and dynamic tests, likewise a decision matrix was required in which the most important factors of the chosen materials were taken into account and 6061 aluminum was determined as the material for the device after having considered his factors in the decision matrix. It was demonstrated that the components can withstand a maximum load of 700 N and when assembled the device was able to simulate knee flexion and extension movements.

Keywords-CAD, injury, rehabilitation, software, therapy.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>I. Introducción .....</b>	<b>1</b>
<b>II. Planteamiento del problema .....</b>	<b>3</b>
2.1 Precedentes del problema .....	3
2.2 Definición del problema.....	4
2.3 Justificación.....	5
2.4 Preguntas de Investigación.....	6
2.5 Objetivos .....	7
2.5.1 Objetivo general .....	7
2.5.2 Objetivos específicos.....	7
<b>III. Marco teórico .....</b>	<b>8</b>
3.1 Análisis de la situación actual .....	8
3.1.1 Francia.....	8
3.1.2 Corea del sur .....	8
3.1.3 China.....	9
3.1.4 Honduras .....	9
3.2 Anatomía de la Rodilla .....	10
3.2.1 Huesos .....	10
3.2.1.4 Meniscos .....	13
3.2.2 Ligamentos.....	14
3.2.3 Músculos.....	14
3.3 Tipos de Lesiones .....	15
3.3.1 Lesión del ligamento cruzado anterior.....	16
3.3.2 Fracturas.....	16
3.3.3 Desgarro de menisco .....	16
3.3.4 Bursitis de la rodilla.....	16
3.3.5 Tendinitis rotuliana .....	16
3.4 Kinesiología.....	17
3.4.1 Planos de movimiento.....	17
3.4.2 Tipos de movimientos .....	19
3.4.3 Grados de Libertad .....	20
3.5 Biomecánica.....	21
3.5.1 Características Articulares.....	21
3.5.2 Cinemática de la rodilla.....	21

3.5.3	Cinética de rodilla.....	22
3.6	Antropometría .....	22
3.7	La Mecatrónica en la rehabilitación.....	23
3.7.1	Rehabilitador de dedos.....	24
3.7.2	Rehabilitador de mano.....	25
3.7.3	Rehabilitador de brazo.....	26
3.7.4	Rehabilitador de cadera.....	28
3.7.5	Rehabilitador de Tobillo.....	29
3.8	Rehabilitación por movimiento pasivo continuo.....	30
3.9	Instrumentación .....	30
3.9.1	Sensores.....	30
3.9.2	Actuadores .....	31
3.9.3	SolidWorks .....	31
<b>IV.</b>	<b>Metodología.....</b>	<b>33</b>
4.1	Enfoque .....	33
4.2	Variables de Investigación.....	33
4.3	Técnicas e instrumentaciones .....	34
4.4	Metodología de estudio.....	35
4.4.1	Etapa I: Nivel de los sistemas.....	36
4.4.2	Etapa II: Nivel de los subsistemas.....	37
4.4.3	Etapa III: Realización de partes.....	39
4.4.4	Etapa IV: Integración de partes .....	45
4.4.5	Etapa V: Integración de los subsistemas.....	46
4.4.6	Etapa VI: Integración de los sistemas.....	49
4.5	Cronograma.....	50
<b>V.</b>	<b>Análisis y resultados .....</b>	<b>51</b>
5.1	Análisis de teorías del sustento.....	51
5.2	Sistema estructural.....	51
5.2.1	Análisis estático .....	52
5.2.2	Análisis dinámico .....	68
5.2.3	Análisis de ángulos .....	69
5.3	Sistema de control y procesamiento.....	70
5.3.1	Procesamiento .....	71
5.3.2	Interfaz de usuario .....	72

5.3.3	Esquema de conexión.....	73
5.4	Sistema eléctrico y de alimentación .....	74
5.5	Mantenimiento Dispositivo.....	76
5.6	Presupuesto de componentes.....	77
5.7	Diseño final del dispositivo de rehabilitación.....	77
<b>VI.</b>	<b>Conclusiones.....</b>	<b>79</b>
<b>VII.</b>	<b>Recomendaciones .....</b>	<b>80</b>
<b>VIII.</b>	<b>Bibliografía .....</b>	<b>81</b>

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Gráfica de lesiones distribuida por sexos.....	4
Ilustración 2. Distribución de las lesiones por regiones anatómicas.....	6
Ilustración 3. Técnicas de rehabilitación Honduras.....	9
Ilustración 4. Visualización del fémur.....	11
Ilustración 5. Visualización de la tibia.....	12
Ilustración 6. Visualización de la rotula.....	13
Ilustración 7. Representación de los planos de movimiento.....	18
Ilustración 8. Movimiento rotacional.....	20
Ilustración 9. Antropometría cuerpo humano.....	23
Ilustración 10. Dispositivo rehabilitación de dedos.....	25
Ilustración 11. Dispositivo rehabilitación parálisis cerebral.....	25
Ilustración 12. Rehabilitador de mano.....	26
Ilustración 13. Rehabilitador de mano por Mourad Bouzit.....	26
Ilustración 14. Rehabilitador de brazo mecatrónico por Julius Klein.....	27
Ilustración 15. Rehabilitador MITMANUS.....	27
Ilustración 16. Rehabilitador de cadera Sakaki.....	28
Ilustración 17. Rehabilitador de tobillo ANKLEBOT.....	29
Ilustración 18. Rehabilitador mecatronico de tobillo.....	30
Ilustración 19. SolidWorks.....	32
Ilustración 20. Variables de investigación.....	33
Ilustración 21. Metodología en V.....	36
Ilustración 22. Nivel de los sistemas con sus subsistemas.....	37
Ilustración 23. Nivel de los subsistemas.....	38
Ilustración 24. Realización de partes.....	40
Ilustración 25. Driver puente H L298N.....	43
Ilustración 26. Integración de partes.....	45
Ilustración 27. Integración de los subsistemas.....	47
Ilustración 28. Integración de los sistemas.....	49
Ilustración 29. Cronograma de actividades.....	50
Ilustración 30. Pruebas de tensión a pieza de apoyo pie.....	52
Ilustración 31. Pruebas de desplazamiento a pieza de apoyo pie.....	53
Ilustración 32. Pruebas de tensión base dispositivo.....	54
Ilustración 33. Pruebas de desplazamiento base dispositivo.....	54
Ilustración 34. Pruebas de tensión con aluminio pieza sujetadora.....	55
Ilustración 35. Prueba desplazamiento con aluminio pieza sujetadora.....	55
Ilustración 36. Prueba de tensión pieza de soporte del muslo.....	56
Ilustración 37. Prueba de desplazamiento pieza de soporte del muslo.....	57
Ilustración 38. Prueba de tensión pieza de articulación pierna.....	58
Ilustración 39. Prueba desplazamiento pieza de articulación pierna.....	59
Ilustración 40. Prueba de tensión soporte pierna.....	60
Ilustración 41. Prueba de desplazamiento soporte pierna.....	60
Ilustración 42. Prueba de tensión acople.....	62
Ilustración 43. Prueba de desplazamiento acople.....	62
Ilustración 44. Prueba de tensión curva de acople.....	64
Ilustración 45. Prueba de desplazamiento curva.....	64

Ilustración 46. Prueba de tensión pieza base soporte muslo.....	65
Ilustración 47. Prueba de desplazamiento pieza base soporte muslo.....	66
Ilustración 48. Desplazamiento lineal.....	68
Ilustración 49. Fuerza de fricción.....	69
Ilustración 50. Velocidad.....	69
Ilustración 51. Posición inicial del dispositivo.....	70
Ilustración 52. Posición final del dispositivo.....	70
Ilustración 53. Diagrama de flujo procesamiento.....	71
Ilustración 54. Interfaz de Usuario.....	72
Ilustración 55. Interfaz de usuario con alerta.....	73
Ilustración 56. Conexión de componentes.....	73
Ilustración 57. Gráfica fuerza de torsión motor.....	74
Ilustración 58. Medidas del dispositivo final.....	78
Ilustración 59. Diseño final del dispositivo de rehabilitación.....	78

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Materiales para estructura .....	40
Tabla 2. Tabla de mecanismo para dispositivo .....	41
Tabla 3. Sensor final de carrera.....	41
Tabla 4. Sensor de ángulo .....	42
Tabla 5. Modelos de Arduino .....	43
Tabla 6. Pantallas para Interfaz de Usuario .....	43
Tabla 7. Tipos de motores .....	44
Tabla 8. Baterías de litio.....	44
Tabla 9. Comparaciones de materiales para pieza sujetadora .....	56
Tabla 10. Comparación resultados para pieza soporte muslo.....	57
Tabla 11. Comparación resultados para pieza articulada pierna .....	59
Tabla 12. Comparación resultados para pieza soporte pierna .....	61
Tabla 13. Comparación resultados de materiales acople .....	63
Tabla 14. Comparación resultado materiales curva de acople .....	65
Tabla 15. Comparación resultado material base de soporte muslo .....	66
Tabla 16. Fase I matriz de decisión.....	66
Tabla 17. Fase II matriz de decisión .....	67
Tabla 18. Fase III matriz de decisión .....	67
Tabla 19. Mantenimiento del dispositivo.....	76
Tabla 20. Presupuesto de componentes del dispositivo.....	77

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación#1. Peso.....	49
Ecuación#2. Peso de la pierna.....	49
Ecuación#3. Torque.....	49
Ecuación#4. Autonomía de la batería .....	49

## I. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación post operativa es de carácter trascendental en toda operación realizada sin importar en que zona del cuerpo humano sea realizada, así mismo, ésta también puede ser de carácter psicológico como en el caso de una persona con problemas de alcoholismo donde esta acude a un centro de rehabilitación. La rehabilitación se define como el cuidado que una persona recibe para recuperar, mantener o mejorar las capacidades que necesita para la vida diaria. Estas capacidades pueden ser físicas, mentales y/o cognitivas. Puede que se pierdan por una enfermedad o lesión, o como un efecto secundario de un tratamiento médico. La rehabilitación puede mejorar su vida diaria y su funcionamiento.

En este caso el proyecto estará orientado específicamente a brindar una asistencia en tratamientos terapéuticos, se presentará un diseño de un dispositivo mecánico y automático de movimiento pasivo continuo para la rehabilitación de una rodilla. El diseño estará enfocado para realizar movimientos los cuales son utilizados en la kinesioterapia sin necesidad de que el paciente precise hacer algún tipo de esfuerzo físico. La cual tiene como objetivo principal el mantener la capacidad muscular funcional normal. Además, de la recuperación de determinados movimientos con la finalidad de evitar la rigidez articular y muscular.

Se analizará la anatomía de la rodilla, la biomecánica, y los grados de libertad que conforman la misma, y así comprendiéndose el funcionamiento del movimiento de la rodilla se procederá con la investigación del mecanismo ideal para la simulación adecuada del movimiento continuo para la rehabilitación. Se elegirá la metodología idónea para la implementación del proyecto y dentro de esta se elegirán los componentes y materiales ideales para que el movimiento pasivo sea lo más controlado posible, estos materiales y componentes serán seleccionados mediante el uso de técnicas como la matriz de decisión. El diseño y la simulación del mecanismo se realizará en el software CAD conocido como SolidWorks dando a conocer si los resultados del diseño son los más óptimos.

El informe estará comprendido con los capítulos a continuación; capítulo 2 (Planteamiento del problema) se definirá el problema, sus precedentes, la justificación y se llevarán a cabo las preguntas de investigación, así mismo se plantearán los objetivos generales y específicos. Seguidamente en el capítulo 3 se concretaría el marco teórico de la investigación, luego

introduciríamos la Metodología a utilizar en el capítulo 4 segmentándolo en el enfoque, las variables de investigaciones, técnicas, materiales, metodología de validación, metodología de estudio y el cronograma de actividades finalizando el capítulo 4 iniciaríamos con el capítulo 5 con resultados y análisis, el capítulo 6 con las conclusiones seguidamente con el capítulo 7 con las recomendaciones y finalizando el informe con la bibliografía.

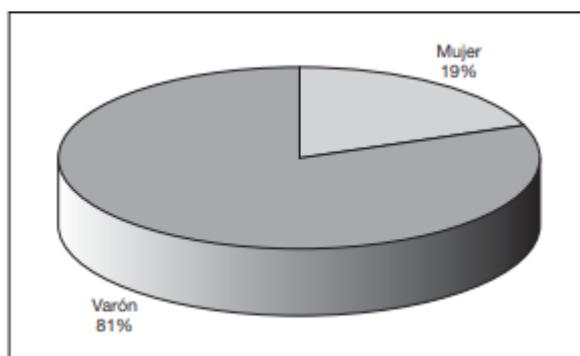
## **II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Se demostrarán los precedentes del problema fundamentando así el estudio, su origen y su relevancia investigativa, así mismo se definirá el problema estableciendo todos los elementos importantes del mismo, y dando una justificación indicando el porqué de la misma. Posteriormente se plantearán las preguntas de investigación seguidamente se expondrán los objetivos generales y específicos del estudio.

### **2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA**

El cuerpo humano posee una gran cantidad de articulaciones y se emplean varios grados de libertad para el movimiento en la vida diaria y en el trabajo de un ser humano. En consecuencia, la reducción o pérdida de los grados de libertad disminuiría la calidad de vida. Debilidad muscular debida a la edad, los accidentes de tráfico y laborales o las lesiones son los principales motivos de las discapacidades del movimiento humano. Sin embargo, en el transcurso de la fortificación de los músculos hasta alcanzar sus rangos normales de articulación demanda tiempo y paciencia. Normalmente, las personas que poseen dificultades al hacer movimientos de brazos o piernas necesitan someterse a periodos de sesiones de fisioterapia que involucran una serie de movimientos repetitivos físicos y rutinarios con la asistencia de un fisioterapeuta a diario durante varios días o semanas.(Rattarojpan & Umchid, 2012)

Las lesiones de rodilla se dan frecuentemente en aquellas personas que realizan actividades físicas. Estas presentan una mayor incidencia entre los 15 y 25 años, la influencia del sexo es un aspecto muy investigado ya que las mujeres pueden padecer un menor número de lesiones con respecto a los hombres, pero las lesiones como la rotura del ligamento cruzado anterior da una incidencia de hasta cuatro veces mayor en las mujeres con respecto a los hombres.(Moreno Pascual et al., 2008)



**Ilustración 1. Gráfica de lesiones distribuida por sexos**

Fuente:(Moreno Pascual et al., 2008)

En la ilustración 1, se observa la diferencia de proporciones en la incidencia de lesiones desde el aspecto del sexo dando como resultado un 81% de lesiones en los hombres y un 19% en las mujeres.

## **2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

La rehabilitación de rodilla requiere de una gran demanda de tiempo y paciencia de un fisioterapeuta para terminar de fortificar los músculos y articulaciones de la rodilla de una persona. En consecuencia, el terapeuta experimentaría cansancio y fatiga además el paciente tendría una recuperación más tardía dando como resultado un gasto de dinero extra por las sesiones alargadas y tener un riesgo desarrollar alguna enfermedad posteriormente a la cirugía. Por ende surge la necesidad de brindar un mecanismo que pueda permitir una evolución de la rehabilitación más pronta que permitiría ayudar al fisioterapeuta en su esfuerzo físico y a los pacientes en economizar al igual que disminuir el riesgo en desarrollar otra enfermedad que requiera de tratamiento quirúrgico.

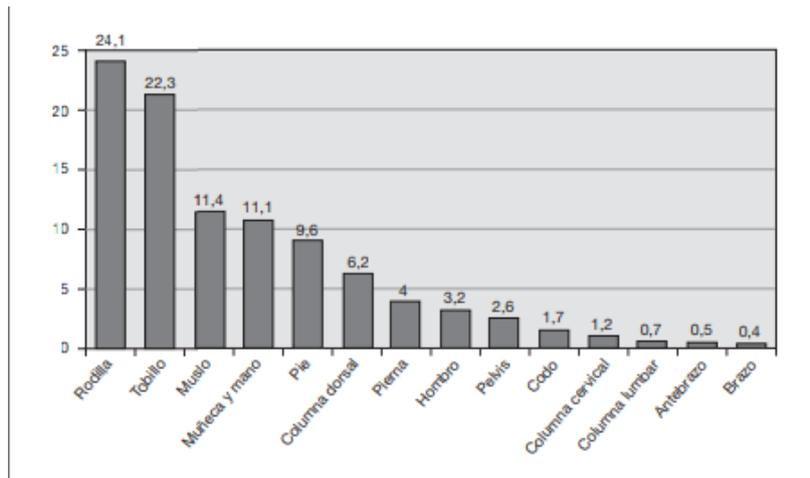
Dicho lo anterior se presenta esta investigación, en la cual se pretende realizar el diseño a través de un software de diseño CAD, un dispositivo de movimiento pasivo continuo que apoyaría en la rehabilitación de la rodilla sin presentar factores como el cansancio, determinando el mejor mecanismo y componentes que convengan para el mayor control posible de rango de movimiento el artefacto brindara una rehabilitación más eficaz a la terapia.

## 2.3 JUSTIFICACIÓN

Se ha intensificado popularmente el desarrollo y el uso de dispositivos de rehabilitación en los últimos años. Estos aparatos o dispositivos están diseñados y desarrollados para incrementar y/o reemplazar las tareas manuales de los fisioterapeutas en muchas circunstancias. Esto es crucial, debido a que los primeros planes de tratamiento tras una lesión son muy intensivos y requieren que el fisioterapeuta atienda y/o asista el caso durante horas prolongadas. Esto supone un gran contratiempo, debido a la baja proporción de fisioterapeutas por paciente en los hospitales, centros y hogares. Además, los fisioterapeutas son propensos al cansancio y la fatiga tras el considerable esfuerzo realizado y el tiempo transcurrido durante las sesiones de tratamiento del paciente.(Issa et al., 2019)

Los dispositivos de movimiento pasivo continuo se utilizan ampliamente para la rehabilitación, ya que auxilia a las articulaciones a moverse para recuperar la amplitud de movimiento o para reducir el edema e hinchazón de la rodilla posteriormente de lesiones o cirugías asociadas a enfermedades de la articulación de la rodilla, como la artroplastia o reconstrucción del ligamento cruzado. Además, se ha demostrado que la aplicación de un dispositivo de movimiento pasivo continuo reduce el dolor posoperativo, reduce el número de adherencias, disminuye la cantidad de atrofia experimentada por el músculo circundante y de apoyo, favorece la velocidad de recuperación, aumenta la amplitud de movimiento en un tiempo excesivamente corto y aminora el riesgo de trombosis venosa profunda y de osteopenia postraumática.(Rattarojpan & Umchid, 2012)

Las lesiones deportivas afectan mayormente a las extremidades inferiores siendo las más afectadas la rodilla y el tobillo. Estas extremidades inferiores tienen un mayor número de frecuencia en los deportes donde involucran saltos, correr o movimientos bruscos los cuales pueden causar lesiones debido algún movimiento erróneo. A causas de estas lecciones la persona debe avocarse a sesiones de terapias físicas las cuales podrían ser ineficientes y trayendo como consecuencia una rehabilitación más tardía y con probabilidad a contraer una enfermedad.



**Ilustración 2. Distribución de las lesiones por regiones anatómicas**

Fuente:(Moreno Pascual et al., 2008)

La ilustración 2 muestra una gráfica donde se observa claramente las regiones donde son más propensas a las lesiones debido al mal movimiento en las actividades físicas dando como resultado la rodilla con un 24.1% de incidencia en lesiones.

Honduras no cuenta con la disponibilidad de estos dispositivos por lo cual requieren de otras formas de terapias físicas resultando más tardías y a consecuencia de esto resultan a un precio más elevado. Este dispositivo de movimiento pasivo continuo puede ser utilizado por cualquier persona sin importar la edad. Este artefacto además podría estar en el hogar de una persona que sufre de alguna enfermedad en la rodilla debido a la edad facilitando así de ahorrar tiempo y así mismo tomando en cuenta la situación actual de la pandemia el porcentaje de ser contagiado es menor al no dirigirse hacia un centro de terapia física.

## **2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN**

¿Cuál material sería el adecuado para implementar en el dispositivo que pueda soportar el peso de la extremidad del usuario?

¿Cuáles son los rangos de movimiento que podrá realizar el dispositivo?

¿De qué manera podría el diseño del dispositivo adaptarse ergonómicamente para distintas estaturas en los usuarios?

¿Cuál es el tiempo máximo que puede durar el dispositivo en funcionamiento?

## **2.5 OBJETIVOS**

Se definirán los objetivos generales y específicos de la presente investigación

### **2.5.1 OBJETIVO GENERAL**

Diseñar un dispositivo de movimiento pasivos continuos comprendido por diversos sistemas como el sistema de control, electrónico y mecánico que en conjunto brindarán el movimiento de un mecanismo capaz de realizar simulaciones del rango del movimiento de la rodilla para que brinde asistencia en las terapias físicas.

### **2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Investigar acerca de la antropometría para el diseño del dispositivo.

Selección del material adecuado para el diseño de la estructura del dispositivo y mediante las pruebas de simulación entender el comportamiento estático de la estructura junto con el material seleccionado.

Determinar los rangos de movimiento que el dispositivo puede realizar.

Calcular el tiempo que puede estar funcionando el dispositivo.

### **III. MARCO TEÓRICO**

Se mostrarán las definiciones básicas y avanzada para una comprensión amplia de la presente investigación. Es vital tener los conocimientos acerca de la composición de la rodilla, sus articulaciones, así también como las enfermedades, lesiones u otras circunstancias en las que son necesario de una rehabilitación. Así mismo plantearemos todo lo importante para que una rehabilitación sea exitosa y se brindara información de estas máquinas revolucionarias llamadas máquinas de movimiento pasivo continuo (MPC).

Los avances tecnológicos en la medicina en los 14 últimos años, nos han demostrado que han sido muy valiosos debido a que los mismos han probado que disminuye los tiempos de recuperación provocados por una lesión o enfermedad tras una cirugía. Los dispositivos electrónicos o robots se han vuelto inmensamente involucrados en la medicina humana siendo estos más eficientes debido a que no pueden presentar problemas comunes como ser la fatiga en los seres humanos.

#### **3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL**

En este apartado se analizará los países que utilizan esta tecnología para la rehabilitación, así como algunos países que fabrican estos dispositivos.

##### **3.1.1 FRANCIA**

En Francia se encuentra Kinetec la cual solamente su fábrica que emplea esta tecnología de movilización pasiva continua. En 1978 fue la primera empresa en el mundo en adaptar un equipo de movilización pasiva continua para el ser humano llamándolo el artromotor KINETEC. El cual fue muy recomendado por cirujanos terapéuticos para la terapia debido a que esta movilización pasiva continua en una extremidad después de haber sometida a una cirugía ortopédica permite la regeneración de los cartílagos articulas y previene la rigidez.(Kinetec, 2020)

##### **3.1.2 COREA DEL SUR**

En enero de 2007 se fundó YOUNG-IN medical especializada en el uso de aparatos de estimulación eléctrica, pero ampliando sus productos fabricaron los dispositivos CPM e implementaron sus conocimientos de la estimulación eléctrica haciendo una fusión de esta

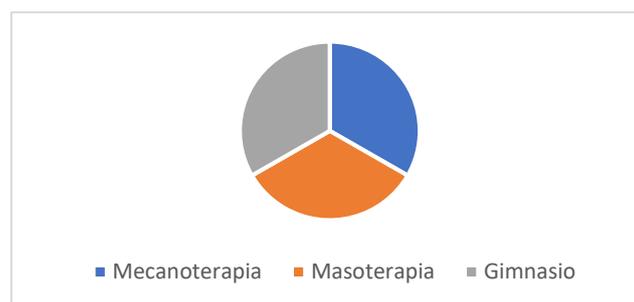
con el dispositivo brindado una máquina que pueda realizar movimientos pasivos continuos y si acaso el paciente padece de dolor la estimulación eléctrica brindaría apoyo reduciendo su dolor.

### 3.1.3 CHINA

Canwell se estableció en 1994 esta es una empresa alta tecnología especializada en el desarrollo y producción de materiales para implantes ortopédicos y además de estos materiales también se desarrolló en el campo de dispositivos médicos ortopédicos donde se incluye los dispositivos de rehabilitación con movimiento pasivo continuo convirtiéndose en uno de los mejores proveedores de dispositivos ortopédicos a nivel internacional. Sus dispositivos CPM se controlan mediante microcontroladores y además de disponer con 4 modos de funcionamiento.

### 3.1.4 HONDURAS

Actualmente Honduras no cuenta con estas máquinas ya que en los centros de rehabilitación física como Honduras medical center, Teletón, clínica de rehabilitación y fisioterapia o el Hospital viera cuentan con otras técnicas de rehabilitación como la crioterapia, la cual es la rehabilitación mediante el frío, masoterapia donde usas los masajes para el tratamiento, la mecanoterapia que es el tratamiento usando ruedas, jaulas de poleas, pesas etc. y entre otras, pero en ninguno usan estos dispositivos de rehabilitación por movilización pasiva continua.



**Ilustración 3. Técnicas de rehabilitación Honduras**

Fuente: Propia

## **3.2 ANATOMÍA DE LA RODILLA**

Para la presente investigación es de suma importancia el conocimiento de la anatomía de la rodilla ya que está en conjunto hace posible el movimiento de la articulación. Así mismo es importante conocer cada una de las partes de la rodilla como los huesos, ligamentos, músculos los cuales pueden ser afectados por una lesión o enfermedad y consecuentemente avocándose a la cirugía en casos críticos para proceder a la rehabilitación y en los casos de lesiones menores donde solo se requieren meramente de la rehabilitación.

La rodilla es la articulación más extensa del cuerpo humano y es una articulación de bisagra rotativa, la cual ofrece la extensión y flexión, así como también brinda una rotación medial y lateral. La rodilla es apta de tolerar grandes cargas axiales, así como fuerzas de torsión y cizallamiento, lo que la hace débil tanto a lesiones agudas como la propagación de osteoartritis. En los deportes, las esenciales estructuras estabilizadoras como el ligamento cruzado anterior y el ligamento colateral medial con regularidad se lesionan.(Ebraheim et al., 2020)

### **3.2.1 HUESOS**

Los huesos mantienen el cuerpo del ser humano y ayudan a darle forma. Aunque los huesos resulten ligeros, son bastantes resistentes para soportar nuestro peso. Ellos también protegen nuestros órganos del cuerpo, así mismo el calcio que contienen puede ser liberado en el torrente sanguíneo cuando sea requerido en otras partes del cuerpo.

Los huesos están compuestos por dos tipos de tejido óseo:

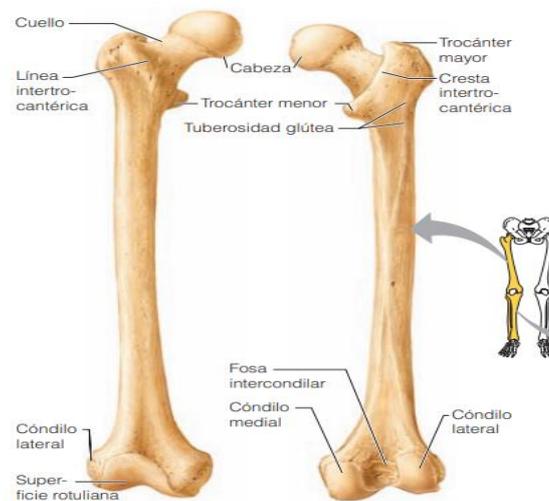
*El hueso compacto:* Es la fracción fuerte, resistente y más externa del hueso. Es sumamente resistente y tiene el aspecto del marfil. En el interior está repleto de orificios y canales, que son atravesados por los nervios y vasos sanguíneos.

*El hueso esponjoso:* Se parece a una esponja y se encuentra en el interior del hueso compacto. Está formado por una malla de trabéculas óseas siendo las trabéculas pequeños trozos de hueso. En el hueso esponjoso se encuentra la medula ósea.

#### **3.2.1.1 Fémur**

El hueso más extenso, con mayor resistencia y pesado del cuerpo humano es el fémur ya que es el único hueso del muslo, su cabeza es similar a la de un balón en el extremo que va

dirigido a las caderas. Este también posee un cuello y unos trocánteres que se dividen en mayor y menor. El cuello del fémur es donde una persona puede lesionarse o fracturarse, más comúnmente suele suceder en la vejez, por ese motivo las personas de tercera edad acuden constantemente a los fisioterapeutas. En la parte inferior del fémur se encuentra una suave superficie rotuliana que forma la articulación con la rótula de igual manera se encuentran los cóndilos lateral y medial, que se encargan de articular y acoplar con la tibia y en la parte posterior del fémur los cóndilos se encuentran separados por una profunda fosa conocida como intercondilar.(Martini & Bueno del Romo, 2004)



**Ilustración 4. Visualización del fémur**

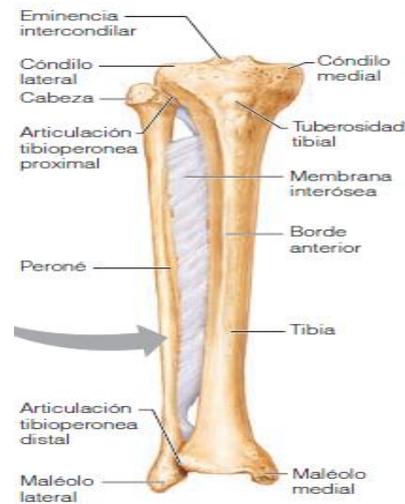
Fuente:(Marieb, 2012)

En la ilustración 1 se observa claramente la forma del femur ya explicadas anteriormente este hueso tiene como principal función servir como un punto de fijación de los músculos que provocan el movimiento de la articulación además de participar activamente con la flexión y extensión de la rodilla por lo cual si se desarrolla una enfermedad se debe acudir a la rehabilitación física para evitar dolor, rigidez articular y la prevención de deformaciones.

### **3.2.1.2 Tibia**

La tibia es mayor y más medial. En el extremo proximal, los cóndilos medial y lateral (separados por la eminencia intercondilar) se articulan con el extremo distal del fémur para formar la articulación de la rodilla. El ligamento rotuliano (rótula) se une a la tuberosidad tibial, una zona rugosa de la superficie tibial anterior. En su parte distal, una apófisis llamada maléolo medial forma la protuberancia interna del tobillo. La superficie anterior de la tibia es un puente

afilado, el borde anterior, que está desprotegido de músculos y es fácil sentirlo por debajo de la piel.(Marieb, 2012)



**Ilustración 5. Visualización de la tibia**

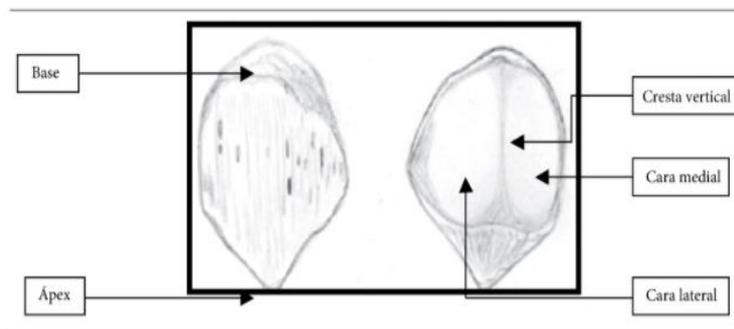
Fuente:(Marieb, 2012)

La ilustración 2 nos da una clara imagen de la tibia ya descrita anteriormente. La tibia nos brinda apoyo al caminar ya que está permitiéndonos realizar actividades físicas y debido a su resistencia y su composición robusta protege la pierna antes las lesiones no obstante esta puede ser fracturada mediante caídas teniendo que ir a un médico para ser sometido al proceso de recuperación el cual por último se requiere de la rehabilitación de movimiento para fortalecerla.

### **3.2.1.3 Rotula**

La rotula o patela es el hueso sesamoideo de mayor dimensión del cuerpo humano de forma triangular plana y curva, es el que proporciona protección a la rodilla y forma parte del mecanismo extensor de esa misma. El costado más próximo de la rótula es su base y el costado distal se le conoce como ápex. La planicie posterior tiene una cara de lado y otra medial, las que se articulan con los cóndilos medial y de costado del fémur, correspondientemente. La faceta medial y su forma curveada, al igual que en sentido longitudinal como sobre un lado. La apariencia inferior de la patela se concreta con el costado superior de la tróclea femoral a lo largo del desplazamiento y la apariencia supero con la región posterior de la tróclea femoral en el desplazamiento de la flexión. La planicie previa de la patela es de forma abombada, da

lugar al paso de vasos sanguíneos, y esta distante de la piel por la brasa prepatelar y entre las fibras del tendón.(Panesso Natera et al., 2018)



**Ilustración 6. Visualización de la rótula**

Fuente:(Panesso Natera et al., 2018)

La ilustración 3 podemos observar la rótula ya detallada en el párrafo anterior. Este hueso nos da estabilidad a la articulación de la rodilla, aporta fuerza adicional para la tensión de la rodilla y ayuda a los cuádriceps como punto de apoyo brindando un aumento de brazo de palanca para el movimiento. Este hueso puede sufrir una dislocación la cual se necesita de tratamiento médico y rehabilitación.

#### **3.2.1.4 MENISCOS**

Los meniscos en forma de C o en semiluna, están enlazados a la superficie condílea de la tibia y ayuda a la seguridad mecánica del desplazamiento femorotibial. Estos cuidan del cartílago articular operando como un buffer entre la parcela femoral y tibial en la carga de peso. Ellos brindan lubricación e incrementan la firmeza otorgando coherencia entre las parcelas articulares de la rodilla. (Valls Pérez, 2003)

En resumen, sus ocupaciones son:

- Traspasar fuerzas axiales y de torsión por medio de las articulaciones.
- Incrementar el área de parcela para el movimiento de los cóndilos femorales.
- Crear acolchonamiento mecánico al peso corporal.
- Repartir el líquido sinovial.
- Prever el síndrome de choque sinovial.
- Delimitar el movimiento compresivo de la rodilla.

Este hueso puede sufrir de desgarre lo cual trae síntomas de dolor e hinchazón el cual se debe tratar directamente con el fisioterapeuta el cual indicara el uso de la rehabilitación de movimiento para la reducción del dolor e hinchazón.

### **3.2.2 LIGAMENTOS**

Los ligamentos son cordones fibrosos y resistentes comprendido de fibras elásticas y de tejido conjuntivo que contienen colágeno. Estas fibras elásticas permiten a los ligamentos estirarse hasta cierto punto. Los ligamentos enlazan entre si las articulaciones además de rodearlas. Colaboran con las articulaciones reforzándolas y estabilizándolas, a causa de esto limitan los movimientos a ciertas direcciones. Además de unir los huesos entre sí (como ocurre en el interior de la rodilla).

#### **3.2.2.1 Ligamentos cruzado anterior**

Los ligamentos cruzados o LCA estructuralmente son intracapsulares y extra sinoviales. Este ligamento es primordial para la estabilización en el desplazamiento anterior de la tibia. Tiene una longitud de 31 y 38 mm y 11mm de ancho. Esta constituido de 2 haces de fibras siendo esta el haz anterior que se pone en tensión en el momento que la rodilla esta flexionada. El segundo haz de fibra llamado haz posterolateral se tensa cuando extendemos la rodilla. El LCA se opone a la translación posterior del fémur y evita la translación anterior de la tibia.(Valls Pérez, 2003)

#### **3.2.2.2 Ligamentos cruzado posterior**

El ligamento cruzado posterior (LCP) limita el desplazamiento tibial posterior de la tibia encima del fémur a causa de esto es considerado un estabilizador central de la rodilla. Igualmente se opone a la rotación interna de la tibia sobre el fémur y estabiliza la rodilla contra una excesiva angulación causada en el valgo. Las lesiones son más frecuentes en el ligamento cruzado anterior que en el posterior y ocasionalmente son aisladas.(Valls Pérez, 2003)

### **3.2.3 MÚSCULOS**

Los músculos están encargados de tirar de las articulaciones, por lo cual nos permite movernos. También estos ayudan al cuerpo a realizar funciones como masticar alimentos y transportarlos a través del sistema digestivo. Aun cuando una persona se encuentra reposando, hay músculos en el cuerpo que se mantienen en constante movimientos. Los

músculos ayudan a hacer latir al corazón, contraen y expanden el tórax mientras respiramos, regulan la tensión arterial y riego sanguíneo por todo el cuerpo y en la presente investigación se expondrá los músculos correspondientes al movimiento de la rodilla.

Los músculos que están alrededor de la rodilla serán explicados a continuación estos están encargados del realizar los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

### **3.2.3.1 Músculos isquiotibiales**

Los músculos que componen la masa muscular del muslo posterior son los isquiotibiales. Este grupo está conformado de tres músculos siendo estos el bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, estos son originados en la tuberosidad isquiática y se despliegan hasta la parte inferior del muslo para introducirse en los dos lados de la tibia proximal. Son los músculos principales de la extensión del muslo y la flexión de la rodilla(Marieb, 2012)

### **3.2.3.2 Sartorio**

Se trata del musculo más superficial del muslo. Su forma oblicua se extiende por medio del muslo desde la cresta iliaca anterior hasta el lado medial de la tibia. Este musculo es un flexor débil del muslo, este actúa como un musculo sinérgico que nos permite cruzar las rodillas.(Marieb, 2012)

### **3.2.3.3 Grupo del cuádriceps**

El grupo del cuádriceps se compone por el recto femoral y tres músculos vastos que surgen del muslo anterior. Los músculos vastos salen del fémur y el rector femoral se origina en la pelvis. Estos cuatro músculos son introducidos en la tuberosidad tibial a través del ligamento rotular. Este grupo actúa en conjunto para extender la rodilla con potencia dando de ejemplo cuando una persona procede a patear un balón. Dado que el recto femoral cruza dos articulaciones siendo estas la cadera y la rodilla, puede ayudar a flexionar la cadera. (Marieb, 2012)

## **3.3 TIPOS DE LESIONES**

Una lesión en la rodilla puede infligir daño a los ligamentos, tendones o sacos llenos de líquido que se encuentra alrededor de la articulación de la rodilla, así como los huesos, cartílagos y ligamentos que son encargados de formar la articulación. Al sufrir una lesión se

debe de acudir a un especialista según sea el caso, pero en todas las lesiones se da una etapa de rehabilitación.

### **3.3.1 LESIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**

La lesión del ligamento cruzado anterior (ACL) es la rotura de ese ligamento, siendo este uno de los de los cuatro ligamentos que unen la tibia con el fémur. Esta lesión es común en las personas que practican deportes como el tenis, baloncesto o fútbol ya que estos al estar jugando deban hacer cambios bruscos y repentinos de dirección creándole esta lesión.(Bunt et al., 2018)

### **3.3.2 FRACTURAS**

Los huesos de la rodilla, incluso la rótula puede fisurarse o incluso hasta romperse en una colisión automovilístico, un mal golpe o una caída. También algunas personas tienen los huesos de las rodillas más frágiles debido a enfermedades degenerativas pudiendo estos fracturarse simplemente por pisar mal mientras caminan.(Bunt et al., 2018)

### **3.3.3 DESGARRO DE MENISCO**

El menisco se desgarraría si giras la rodilla de forma repentina mientras cargas un peso sobre ella ya que este actúa como amortiguador entre el fémur y la tibia.(Bunt et al., 2018)

### **3.3.4 BURSITIS DE LA RODILLA**

Ciertas lesiones de rodilla crean la inflamación de las bolsas sinoviales, que son los pequeños sacos de líquido que moderan la superficie de la articulación de la rodilla y posibilita que los tendones y ligamentos fluyan suavemente sobre la articulación. (Bunt et al., 2018)

### **3.3.5 TENDINITIS ROTULIANA**

La tendinitis se da en los tendones como su nombre lo indica esta provoca una irritación e inflamación en uno o varios tendones, los tendones son los que se encargan de unir los músculos con los huesos estos son tejidos densos y fibrosos. Quienes corren, esquían, hacen ciclismo o actividades que implican saltar pueden padecer una inflamación en el tendón rotuliano, el cual conecta el cuádriceps, en la parte frontal del muslo, con la tibia.(Bunt et al., 2018)

## **3.4 KINESIOLOGÍA**

La esencia de esta disciplina es el movimiento. Dentro de este estudio del movimiento nos introducen dos conceptos cruciales para delimitar el estudio del movimiento humano siendo estos términos la cinética centrándose en las fuerzas que producen o a aquellas fuerzas que se oponen al movimiento por otro lado también tenemos a la cinemática la cual se encarga de los tipos de movimiento sin tener en cuentas las fuerzas que lo producen.

La cinemática se subdivide en dos subsistemas estos difieren según el enfoque específico del movimiento siendo estos la osteocinemática refiriéndose a los movimientos de las partes óseas o segmentos que componen una articulación, y la artrocinemática centrándose específicamente en los movimientos diminutos que se producen dentro de la articulación y entre las superficies articulares. (Houglum et al., 2012)

### **3.4.1 PLANOS DE MOVIMIENTO**

El cuerpo y sus segmentos se mueven en tres planos de movimiento. Estos planos de movimiento se denominan planos cardinales de movimiento. Los tres ejes alrededor de los cuales giran estos planos, en términos física, son X, Y y Z. (Houglum et al., 2012)

#### **3.4.1.1 Plano Frontal**

El plano frontal o coronal (plano XY), llamado así porque es paralelo al hueso frontal a lo largo de la sutura coronal del cráneo. Este plano divide el cuerpo en partes traseras y delanteras. Los movimientos generados en este plano son:

- Abducción y aducción (cadera, hombro, dedos)
- Desviación cubital y radial (tipo de abducción y aducción en la muñeca)
- Flexión o flexión lateral (cuello, tronco)

#### **3.4.1.2 Plano Sagital**

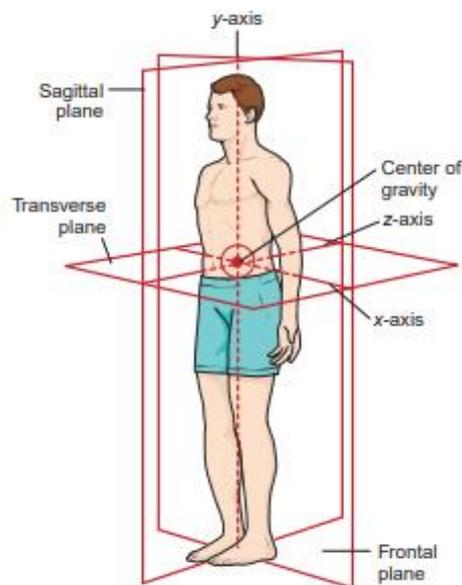
Llamado así porque es paralelo a la sutura sagital del cráneo, dividiendo el cuerpo en lados derecho e izquierdo dicho de manera simple se trata de una vista lateral del cuerpo. Los movimientos en el plano sagital pivotan alrededor de un eje perpendicular a este plano que atraviesa desde el lado medial del cuerpo hasta el lado lateral del cuerpo. Los movimientos articulares que se producen en el plano sagital son los siguientes:

- Flexión y extensión (cuello, tronco, codo y muchos otros)
- Dorsiflexión y plantar flexión (tobillo)

### 3.4.1.3 Plano Horizontal

El plano transversal o horizontal se llama así porque es paralelo al horizonte y al suelo (plano XZ). Divide el cuerpo en partes superiores e inferiores. Las rotaciones se producen en este plano alrededor de un eje longitudinal o el eje Y. Como los demás ejes relativos a su plano de movimiento, este cae perpendicular al plano transversal en dirección cefalocaudal y se denomina en física el eje Y y en kinesiología como eje superior e inferior. Los movimientos que se producen dentro del plano son:

- *Rotación medial y lateral (cadera y hombro)*
- *Pronación y supinación (antebrazo)*
- *Eversión e inversión (pie)*



**Ilustración 7. Representación de los planos de movimiento**

Fuente:(Houglum et al., 2012)

En la ilustración 4 se observa a detalle los planos de movimiento reflejados en el cuerpo de una persona dando un entendimiento más claro de la ubicación de cada uno de estos.

### **3.4.2 TIPOS DE MOVIMIENTOS**

El cuerpo humano y sus segmentos pueden realizar movimientos de dos maneras: El movimiento de translación o de rotación los cuales serán explicados a continuación.

#### **3.4.2.1 *Movimiento traslacional***

En el movimiento de translación, o lineal se produce a lo largo o en paralelo a un eje. El movimiento lineal significa que todos los puntos del elemento en movimiento se mueven en la misma dirección, distancia, velocidad y al mismo tiempo. En el cuerpo humano hay pocos ejemplos de movimientos articulares de translación o lineales. El ejemplo más cercano de un movimiento de translación o lineal es el deslizamiento de los huesos del carpo uno al lado del otro.(Houglum et al., 2012)

#### **3.4.2.2 *Movimiento de rotación***

En el movimiento rotatorio o angular, el movimiento se produce en un círculo alrededor de un eje. Los movimientos rotativos se producen alrededor de un eje o un punto de giro, por lo que cada punto del objeto unido al eje sigue el arco de un círculo. Cada uno de los puntos individuales a diferencia del traslacional se mueven a diferentes velocidades, y la velocidad de cada punto está relacionada con su distancia al eje de movimiento.

Los movimientos articulares se producen alrededor de un eje y son rotativos, por lo que cada punto de un segmento óseo adyacente a la articulación sigue el arco de un círculo, cuyo centro es el eje de la articulación. Los movimientos rotatorios se producen en un eje fijo o relativamente fijo, y el punto de pivote para este movimiento angular o rotativo se denomina eje de rotación, situado dentro o cerca de la superficie de la articulación.(Houglum et al., 2012)



**Ilustración 8. Movimiento rotacional**

Fuente:(Houglum et al., 2012)

Se observa en la ilustración el movimiento rotacional de la rodilla ya que esta solamente posee una articulación en bisagra limitando a 1 grado de libertad de movimiento.

### **3.4.3 GRADOS DE LIBERTAD**

La capacidad del cuerpo para transformar el movimiento angular de las articulaciones en un movimiento de translación eficaz de los segmentos del cuerpo implica grados de libertad. Los grados de libertad es el número de planos dentro de los cuales se mueve una articulación se mueve. Dado que el cuerpo y sus segmentos se mueven y se limitan a tres planos de movimientos siendo así solamente tres grados de libertad máximos.

Las articulaciones que se mueven en un plano alrededor de un eje tienen alrededor de un grado de libertad. Estas articulaciones son uniaxiales (se mueven alrededor de un solo eje) e incluyen dos tipos debido a su estructura anatómica: bisagra o pivote. Si una articulación se mueve alrededor de dos ejes, los segmentos se mueven en dos planos, y la articulación tiene dos grados de libertad de movimiento. Estas articulaciones son biaxiales e incluyen tres tipos estructurales: condiloide, elipsoidal y de silla de montar. Las articulaciones esféricas, como las de la cadera son triaxiales por lo tanto consisten de tres grados de libertad. El movimiento tiene lugar a tres ejes principales, todos los cuales pasan por el centro de rotación de la articulación.(Houglum et al., 2012)

### **3.5 BIOMECÁNICA**

La biomecánica hace uso de los conocimientos de la mecánica, ingeniería, anatomía, fisiología y otras ciencias. Esta disciplina le importa el movimiento del cuerpo humano, así como las cargas mecánicas y energías que son generadas por dicho movimiento. Tiene como objetivo el solucionar los problemas que aparecen debido a las diversas condiciones que puede someterse el cuerpo humano en distintas ocasiones. Esta disciplina ha servido de base para innumerables productos o tratamientos en la medicina como las prótesis, implantes quirúrgicos, ayudas técnicas a personas con discapacidades, evaluación de nuestras actividad y sistemas de seguridad en automoción entre otras.

#### **3.5.1 CARACTERÍSTICAS ARTICULARES**

Las articulaciones femorotibial y patelofemoral son los compuestos del complejo articular de la rodilla. Con fundamento en las características de tejido inmóvil, la articulación femorotibial es catalogado, según McConaill, como sinovial, porque cuenta con una capsula articular y membranas sinovial; como mixta, ya que en el interior de la misma capsula articular se puede encontrar el límite distal del fémur y la a proximidad de la tibia y peroné; como mixta por el aspecto de meniscos; como ovoide por la silueta de los condilos femorales abultados y de los patillos tibiales curvados; y como cambiada, ya que muestra dos grados de independencia de circulación. Patela o rotula y tróclea femoral son las partes por la que está conformada la articulación patelofemoral. Se divide como sinovial, mixta y en silla ya que la tróclea femoral es curvada en sentido medial y de lado y abultada en el sentido inferior y superior. La patela es abultada en sentido medial y de lado, y redondeada en sentido inferior y superior, y no cambia porque muestra dos grados de independencia.(Panesso Natera et al., 2018)

#### **3.5.2 CINEMÁTICA DE LA RODILLA**

Los movimientos primarios de la rodilla son la flexión y la extensión, y, una amplitud menor, la rotación interna y la externa; esto último ocurren solamente en la articulación femorotibial. Debido a la variación en la elasticidad de los ligamentos y la incongruencia articular, la rodilla puede ejecutar movimientos de deslizamiento posterior o anterior del fémur o la tibia, conforme al tipo de cadena cinética que se realice en ese instante. Estos movimientos van de

la mano de una leve aducción o abducción de la tibia, la cual busca el equilibrio de las fuerzas en valgo o varo que suceden en la rodilla al momento de su ejecución.(Panesso Natera et al., 2018)

### **3.5.3 CINÉTICA DE RODILLA**

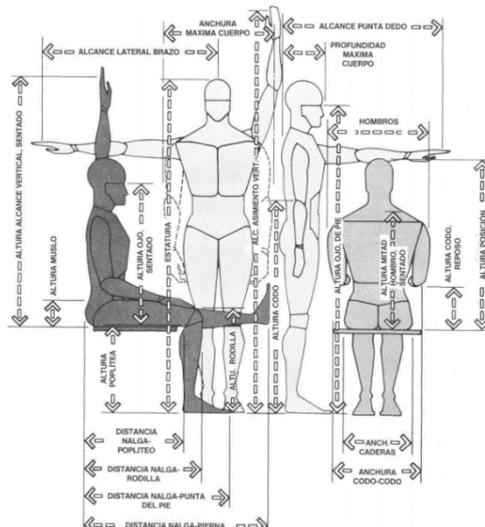
Una de las ramas de la biomecánica es la cinética que hace hincapié en la fuerza que crea el movimiento y sustenta la estabilidad. Se menciona aparte, que es parte al estudio del sistema que sujeta las articulaciones. La cinética sucede cuando se toma en cuenta los componentes activos y pasivos que participan en la estabilidad de la rodilla. Está siendo una articulación de tipo condílea y troclear mecánicamente, ofrece un soporte débil desde un punto de observación de simetría e igualdad articular, y tiene dos grandes requerimientos biomecánicos: la procreación de una gran estabilidad, mientras el apoyo de peso, relacionado con la extensión mayor de la articulación: En segunda posición, tiene que ser lo bastante móvil para crear una flexión que deje una correcta alineación con las otras articulaciones del miembro inferior mientras las acciones funcionales.(Panesso Natera et al., 2018)

La aportación de los elementos activos y pasivos es empleada de la posición de la rodilla y de las articulaciones continuas, de la dirección, la velocidad y magnitud de las fuerzas creadas, y de la disponibilidad de restrictores secundarios que monitorean la elaboración de la actividad. Mientras la posición bípeda, en descanso, se manifiesta en primera instancia una estabilización pasiva brindada por el cierre de la planicie articular y por la procreación de un momento en amplitud de la rodilla disminuyendo la fuerza de la gravedad, la que esta brindada por la tensión de la capsula trasera y los ligamentos relacionados con una actividad muscular mínima.(Panesso Natera et al., 2018)

### **3.6 ANTROPOMETRÍA**

La antropometría es la ciencia que se encarga del estudio de las medidas del cuerpo humano con el fin de establecer diferencias entre los individuos o un grupo. Esta ciencia se puede aplicar para el diseño de dispositivos ya que al reconocer las diferentes medidas del cuerpo humano se puede diseñar productos ergonómicos que puedan encajar a personas de diferentes estaturas.

Se puede aplicar la antropometría para el desarrollo de numerosos productos. Estos productos pueden desde una olla hasta un teclado de computador, utilizando esta ciencia será más sencillo, eficiente y su diseño será más seguro al tener en cuenta criterios antropométricos. Las dimensiones humanas son cruciales en el diseño de automóviles o incluso de una casa para la comodidad del usuario. (Agost & Vergara, 2015)



**Ilustración 9. Antropometría cuerpo humano**

Fuente: (Agost & Vergara, 2015)

En la ilustración 6 observan las diferentes dimensiones que estudia la antropometría. Para la presente investigación es crucial saber las dimensiones de la pierna para el diseño correcto del dispositivo de rehabilitación.

### 3.7 LA MECATRÓNICA EN LA REHABILITACIÓN

La rehabilitación quizá sea prolongada y requiere una participación activa de la persona. La terapia física es lo más básico para un tratamiento físico. La rehabilitación inicialmente es centrada en la flexibilidad de las articulaciones y el rango de movimiento. Los ejercicios deben seguir un orden lógico iniciando con movimiento pasivo, después movimiento asistido activo y finalmente movimiento activo. Primeramente, se debe restablecer los rangos de movimientos normales de la articulación para proseguir con los rangos de movimiento activo. Los ejercicios de flexibilidad, en particular estiramientos dinámicos, tienen como objetivo reducir la tensión de los músculos. La aplicación o entrenamientos de fuerzas pueden introducirse en etapas tempranas de esta fase de la rehabilitación. Inicialmente solo se

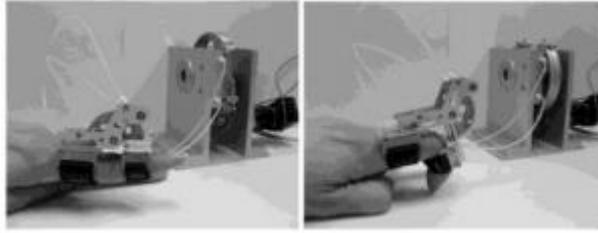
realizarán ejercicios que involucren la contracción muscular o el cambio de longitud de un musculo. A medida que la rehabilitación prosiga y la flexibilidad aumenta se pueden agregar ejercicios de cambio de longitud del musculo contra una resistencia variables los cuales deben realizarse al menos tres veces por semana.(Dahab et al., 2020)

La mecatrónica es una unión de diversas disciplinas de la ingeniería. Se orienta en el diseño y creación de artefactos electromecánicos inteligentes. Los dispositivos y servicios que son producidos usando los principios de esta ingeniería, se han convertido en una parte importante en la vida diaria. Los dispositivos de rehabilitación mecatrónicos, buscan mejorar la recuperación de un paciente después de haber sufrido algún tipo de enfermedad o lesión en alguna extremidad del cuerpo humano. Estos tipos de artefactos, empleados en rehabilitación, aparecen debido al constante aumento de pacientes, la falta de personal profesional y los insuficientes centros de rehabilitación. Estos dispositivos son aplicados principalmente para brindar apoyo a los fisioterapeutas para la recuperación total de un paciente. (Valdivia et al., 2013)

Regularmente, los dispositivos de rehabilitación son pasivos o activos, es decir, que requiere de que las personas realicen el movimiento o no. La gran mayoría de estos dispositivos se adaptan anatómicamente según el cuerpo de la persona con sistema de monitoreo para la posición y velocidad, otorgando así una ejecución segura de las rutinas para los pacientes. Son dos las razones por el cual elegir estos dispositivos, primeramente estos dispositivos no presentan cansancio después de haber realizado movimientos cíclicos y replican los ejercicios enseñados por el fisioterapeuta cabe aclarar que estos dispositivos no son para reemplazar los terapeutas al contrario es brindar apoyo a los mismos.(Valdivia et al., 2013)

### **3.7.1 REHABILITADOR DE DEDOS**

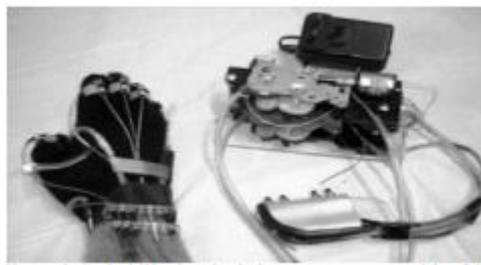
La práctica de un deporte intenso o de contacto físico o algún accidente pueden lesiones en los dedos. Las terapias a nivel de dedos son frecuentes en los centros de rehabilitación. De manera semejante, Wang y otros autores, presentan un sistema similar de rehabilitación para el dedo. El dispositivo puede generar los movimientos de flexión y extensión. El dispositivo tiene como base desarrollar un sistema portable de cuatro grados de libertad (GDL) con una interfaz háptica. La transmisión de fuerza es por medio de un sistema de cables, los cuales se adaptan a distintos tamaños de dedo. (Ilustración 10)



**Ilustración 10. Dispositivo rehabilitación de dedos**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

Por otro lado, se muestra el presentan el avance de otro dispositivo de rehabilitación para los dedos para pacientes que sufren de parálisis cerebral véase la ilustración 11. El artefacto está integrado con un mecanismo de cables externo para soltar y sujetar elementos en los dedos del paciente. El diseño del dispositivo consiste de una estructura mecánica para aplicar movimientos pasivos al dedo de flexión y extensión.(Valdivia et al., 2013)



**Ilustración 11. Dispositivo rehabilitación parálisis cerebral**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

### **3.7.2 REHABILITADOR DE MANO**

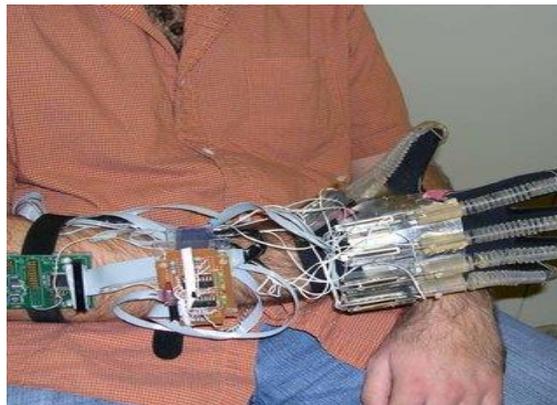
Las terapias de mano son repetitivas y tediosas, debido a esto se tuvo el interés de realizar rehabilitadores para apoyar a los terapeutas en las sesiones agotadores a causa de los ejercicios repetitivos. Por otro lado, muestran un rehabilitador mecatrónico capaz realizar movimientos en los dedos de la mano y auxiliar en ejercicios de entrenamiento. El dispositivo de 18 GDL, está integrado con un sistema automático de regulación de movimiento, el cual permite ser controlado mediante la mano saludable del paciente. El diseño mecánico, es comprendido por tres partes: una base, un mecanismo para todos los dedos y un mecanismo para el movimiento para la muñeca.(Valdivia et al., 2013)



**Ilustración 12. Rehabilitador de mano**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

En la ilustración 12 se nos muestra el dispositivo de rehabilitación de mano con 18 GDL dándole completa movilidad de cada una de las articulaciones de la mano.



**Ilustración 13. Rehabilitador de mano por Mourad Bouzit**

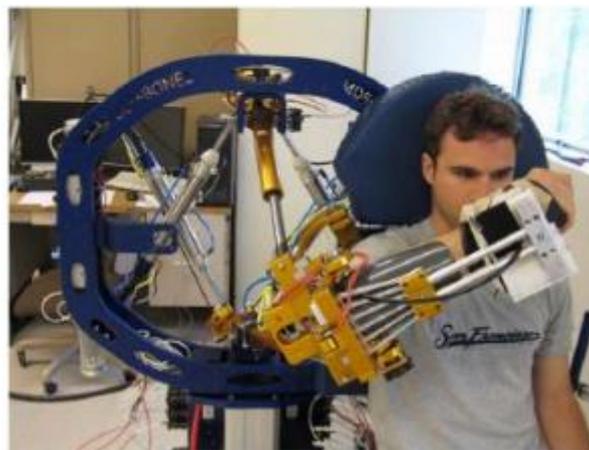
Fuente:(Valdivia et al., 2013)

En la ilustración 13 se muestra el dispositivo de rehabilitación elaborado por Mourad Bouzit nos propone un sistema para rehabilitación de mano en el cual se describe el desarrollo de un guante que reacciona en un ambiente virtual 3D por medio de una interfaz háptica. El guante utiliza actuadores neumáticos para mover la mano para simular los movimientos de la mano para la rehabilitación.

### **3.7.3 REHABILITADOR DE BRAZO**

En la actualidad, diferentes tipos de desarrollo de rehabilitadores mecatrónico son colocados para el servicio en las terapias de brazo que se han enfocado en coadyuvar a las

problemáticas de hemiparesia y parálisis cerebral, como es el ejemplo del robot MITMANUS, ARM-GUIDE. Por su parte en, elaboraron un rehabilitador mecatrónico que brinda ayuda a los brazos que llamaron ARMin. El mecanismo apoya en los ejercicios establecidos para los entrenamientos repetitivos con pacientes que por algún motivo han sufrido de parálisis en el brazo causado por posibles lesiones del sistema nervioso central, La mejora de ARMin fue su continuador el ARMin-II. Por su parte Julius Klein, es su labor, da a conocer el rehabilitador mecatrónico que toma por nombre Bones que brinda asistencia al brazo.(Valdivia et al., 2013)



**Ilustración 14. Rehabilitador de brazo mecatrónico por Julius Klein**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

En la ilustración anterior observamos un rehabilitador de brazo que le permite el movimiento de rotación completo del brazo para el usuario resultando en un excelente rehabilitador de brazo.



**Ilustración 15. Rehabilitador MITMANUS**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

Se nos muestra el rehabilitador MITMANUS el no solamente apoya la rehabilitación, sino que cuenta con un sistema de entretenimiento para el usuario.

#### **3.7.4 REHABILITADOR DE CADERA**

Las personas están constantemente arriesgadas a sufrir de algún tipo de lesiones ya sea por deportes, accidentes de auto, caídas o tratamientos quirúrgicos en la cadera. Por la enorme importancia de rehabilitar las extremidades inferiores, Nos encontramos el rehabilitador mecatrónico que tiene como nombre MULTI-ISO planteado por quienes introducen un mecanismo de control para un aparato de entrenamiento y rehabilitación de cadera. Continuando por la misma línea, Homma y otros participantes en su artículo "Study of a Wire-driven Leg Rehabilitation System", introducen un sistema de rehabilitación para la funcionalidad de cadera. La característica principal del sistema mecatrónico es la aplicación de un sistema de 4 GDL impulsado con cables semejantes. Brindando así mismo en el campo de la rehabilitación de cadera en desarrollar una maquina estacionaria para el movimiento de los miembros inferiores que se les conoce como MOTION MAKER. El mecanismo tiene la virtud de rehabilitar cada pierna de una manera independiente.(Valdivia et al., 2013)



**Ilustración 16. Rehabilitador de cadera Sakaki**

Fuentes:(Valdivia et al., 2013)

Sakaki entre otros autores, mostraron en 1999, el primer rehabilitador mecatrónico para la funcionalidad de rodilla y cadera en usuarios espásticos. El mecanismo, repite los funcionamientos de la pierna realizados por el fisioterapeuta en su recuerdo, posteriormente, las realiza con una misma velocidad y fuerza con la que fueron realizadas al usuario.

### 3.7.5 REHABILITADOR DE TOBILLO

Las estructuras mecatrónicas en las rehabilitaciones de tobillos tienen como finalidad de asistir al paciente en sus procesos de terapia en casa sin la obligación de acudir a un centro de rehabilitación. Por esta razón se encuentra el rehabilitador brindado por Tsoi y Xie, los cuales incluyen un sistema de rehabilitación semejante de 3 GDL. Por esa misma línea en modelo el diseño de un rehabilitador de tobillo apoyado en un mecanismo semejante redundante de 3 GDL. Dan a conocer el diseño y caracterización del ANKLEBOT. Por ese sentido, Erdogan y más autores, dan a conocer el diseño consistente de un mecanismo reconfigurable semejante con respuesta de fuerza para la rehabilitación de tobillo. De una gran importancia, exponen la dinámica y cinemática de un sistema semejante de 3 GDL empleando músculos neumáticos para un rehabilitador de tobillo.(Valdivia et al., 2013)



**Ilustración 17. Rehabilitador de tobillo ANKLEBOT**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

Tsoi y Xie elaboraron el ANKLEBOT con un mecanismo de 3 grados el cual permite que el usuario obtenga una rehabilitación más eficaz para el tobillo y así mismo con un diseño más cómodo.



## **Ilustración 18. Rehabilitador mecatronico de tobillo**

Fuente:(Valdivia et al., 2013)

Se observa otro dispositivo de rehabilitación para el tobillo que permite el movimiento de rotacional axial del tobillo para recuperación de su rango de movimiento.

### **3.8 REHABILITACIÓN POR MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO**

MPC se refiere a un movimiento pasivo efectuado por un dispositivo mecánico que mueve una articulación de manera constante y lenta por medio de un rango de movimiento controlado, por lo que genera un movimiento asistido hasta que el paciente sea capaz de mover activamente las articulaciones afectadas en los rangos de movimientos ideales. Los artefactos MPC se pueden aplicar en prácticamente todas las articulaciones del cuerpo humano. Estos dispositivos fueron desarrollados originalmente por Robert Salter, que demostró mediante estudios clínicos que los movimientos pasivos continuos tienen efectos cruciales en la etapa de recuperación de las estructuras articulares y tejidos blandos lesionados o enfermos.

Robert propuso que el uso de estas máquinas nos brindaría tres ventajas de manera complementaria; Mejora la nutrición y la actividad metabólica del cartílago articular, estimula la remodelación del tejido y el crecimiento del cartílago, así mismo acelera la curación del cartílago articular, tendones y ligamentos. (Issa et al., 2019)

### **3.9 INSTRUMENTACIÓN**

En este apartado se dará una breve explicación de los componentes que se utilizan para el diseño mecatrónico, así como el uso del software asistido por computado.

#### **3.9.1 SENSORES**

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar acciones o estímulos externos y dar una respuesta consecuentemente. Nos otorgan información del medio físico que nos rodea. Estos aparatos se encargan de calcular y/o cuantificar las magnitudes físicas y transformarlas en señales eléctricas para ser comprendidas y transformadas en señales eléctricas mediante de un microcontrolador capaz de detectar magnitudes químicas o físicas. Los sensores, se pueden

clasificar según su función de los datos de salida pudiendo ser digitales o analógicos y son utilizados para desarrollar mecanismo, robots, interfaces físicas entre otras.

### **3.9.2 ACTUADORES**

Las magnitudes físicas pueden ser convertidas en otro tipo de magnitudes con propiedades que permiten interactuar con el entorno; al final, dichas propiedades son reflejadas como un cambio en el estado de un sistema. Las variables involucradas con estas magnitudes suelen ser de posición, fuerza, aceleración y velocidad. Los aparatos que realizan la transformación de las magnitudes se conocen como actuadores y son clasificados, según su funcionamiento, en neumáticos, hidráulicos y eléctricos.(Corona Ramirez & Abarca Jimenez, 2019)

#### **3.9.2.1 Actuadores eléctricos**

Los actuadores eléctricos, tienen como funcionalidad convertir de energía eléctrica a mecánica. Su principio de funcionamiento se basa en el efecto que produce una espira conductora que se encuentra dentro de la acción de un campo magnético y por la que circula una corriente eléctrica. En estas condiciones se experimenta una fuerza electromagnética en la espira, la cual induce un desplazamiento perpendicular a las líneas de acción del campo magnético.(Corona Ramirez & Abarca Jimenez, 2019)

### **3.9.3 SOLIDWORKS**

SolidWorks es un software CAD desarrollado actualmente por Dassault Systemes. El software de diseño en 3D de SolidWorks ayuda a diseñar mejores productos, dispositivos y con mucha más rapidez. Además, este software nos permite el uso de complementos y herramienta de simulación lo cual permite al diseñador someter sus diseños a condiciones a las que se podrían exponer estos productos, permitiéndole así realizar cambios para tener un diseño con la mejor calidad y optimizar sus materiales y además de reducir costos en realizar prototipos con pruebas reales. Este software nos brinda diferentes complementos como SolidWorks electrical para la creación de planos, SolidWorks Flow Simulation que nos permite realizar simulaciones con fluidos entre otros.(Rodríguez Vidal, 2015)



**Ilustración 19. SolidWorks**

Fuente:(Rodríguez Vidal, 2015)

Para la presente investigación se utilizará el software SolidWorks para la elaboración del diseño del dispositivo de rehabilitación con sus respectivas pruebas de simulación a los componentes.

## IV. METODOLOGÍA

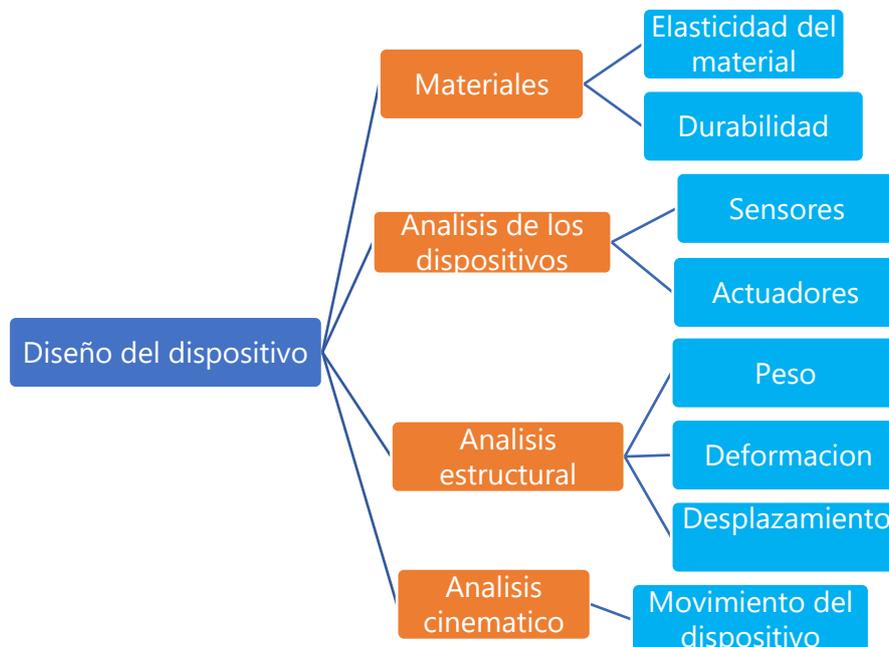
En este capítulo se presentará la metodología de estudios y las diferentes variables de investigación que se tomaron en cuenta para la elaboración del diseño de la presente investigación. Se comenzará el capítulo con el enfoque que se presenta la investigación, las variables de investigación, las técnicas e instrumentaciones utilizadas para el diseño y su análisis y así mismo se presentará la metodología que se seleccionó para la investigación.

### 4.1 ENFOQUE

En la presente investigación se presenta un enfoque cuantitativo, ya que se realizarán análisis, y pruebas por lo cual se obtendrá los valores de los esfuerzos, movimientos, y la resistencia que se encuentra en el diseño del dispositivo.

### 4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Dado que el enfoque de la presente investigación es cuantitativo, se identifica seguidamente las variables de investigación involucradas en el diseño del proyecto. Estas variables pueden definirse como independientes y dependientes. Siendo así la variable dependiente



**Ilustración 20. Variables de investigación**

Fuente: Propia

En la ilustración anterior se observa claramente las variables dependientes e independientes teniendo, así como variable dependiente el diseño del dispositivo, el cual es la razón principal de la investigación. Asimismo, están las variables independientes siendo estas el análisis de los dispositivos, análisis estructural, análisis cinemático y a análisis del material.

Para poder entender porque las alteraciones de las variables independientes pueden afectar la variable dependiente que es el diseño del dispositivo se explicaran cada una de ellas.

- **Materiales:** Esta variable es de crucial importancia donde se considera dentro de ella la elasticidad de material y la durabilidad debido que el dispositivo debe estar hecho de un material que pueda tener una elasticidad que en caso de tener una carga aplicada excesiva esta pueda ser capaz de recuperar su forma original sin quedar deformada así mismo debe tener una durabilidad alta para que los componentes hechos de este material no pierdan su condiciones físicas y químicas para tener una vida útil más amplia.
- **Análisis de dispositivos:** dentro de esta variable se exponen los dispositivos a utilizar dentro del dispositivo siendo los sensores y el actuador debido en el caso de los sensores este debe ser capaz de sensar lo más rápido posible y con la mayor precisión y el actuador debe realizar el movimiento correcto en el dispositivo y debe tener una capacidad de fuerza de torsión alta y permitirse controlar la velocidad.
- **Análisis estructural:** esta variable se encarga de la deformación del dispositivo debido a la carga que se le aplica, el peso es importante ya que se debe tomar en cuenta no presentar un dispositivo que pueda tener un peso muy grande para poder permitir a la persona poder movilizarlo y el desplazamiento el cual es importante para saber en qué región de los componentes que puedan tener un desplazamiento excesivo pudiendo tener problemas de ruptura el dispositivo.
- **Análisis cinemático:** Debido a que el dispositivo se necesita que simule un movimiento de extensión y flexión para la rehabilitación de la rodilla se debe realizar un movimiento con el dispositivo adecuada para poder simular los movimientos.

La alteración de las variables independientes puede causar un cambio en el diseño por lo cual se escogen dentro de cada variable los elementos óptimos para un diseño eficaz del dispositivo. En las variables independientes se toma en consideración las partes claves para determinar las mejores propiedades de cada una de estas variables.

### **4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTACIONES**

Para el desarrollo del proyecto se utilizaron técnicas e instrumentaciones las cuales determinan los componentes óptimos y brindando información crucial acerca de todo lo que

conlleva la investigación para la creación de un diseño óptimo. Dentro de estas se enlistan a continuación las fuentes para obtener la información de la investigación:

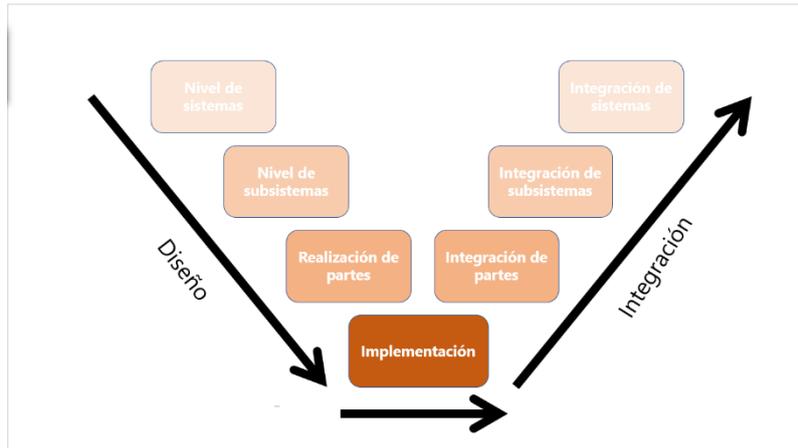
- Libros
- Manuales
- Revistas Científicas
- Tesis

Además de utilizar estas fuentes de información para realizar el proyecto se utilizó las siguientes herramientas:

- Microsoft Visio: este un software para la creación de diagramas y plantillas por lo cual se necesitó para la creación del diagrama de flujo para la explicación del proceso lógico que debe seguir el dispositivo así mismo se utilizó para la creación de la interfaz de la pantalla.
- SolidWorks: este software fue crucial para el proyecto ya que este se utilizó para la creación de cada uno de los componentes que conlleva el proyecto y el ensamble para obtener un diseño final del dispositivo. De igual manera se requirió para las pruebas de tensión y desplazamiento de cada una de las piezas dentro del dispositivo, y brindar información como la masa de los componentes. Se utilizó también para las pruebas dinámicas del dispositivo y para encontrar los ángulos que el dispositivo puede simular.
- Matriz de decisión: Se requirió del uso de una matriz de decisión para escoger entre dos materiales evaluando cada uno de ellos considerando los factores mas importantes a tomar en cuenta.

#### **4.4 METODOLOGÍA DE ESTUDIO**

La metodología que se optó para implementar en el proyecto se conoce como la metodología en "V" esta se nos fue introducida por Vassilije S. Vasic y Mihailo P. Lazarevic. En el proceso de diseño de dispositivos mecatrónicos implican la utilización de componentes mecánicos, eléctricos, electrónicos, y de control, lo cual hace que esta metodología sea completa para el diseño separando en si cada etapa del mismo para un mejor desarrollo del proyecto.



**Ilustración 21. Metodología en V**

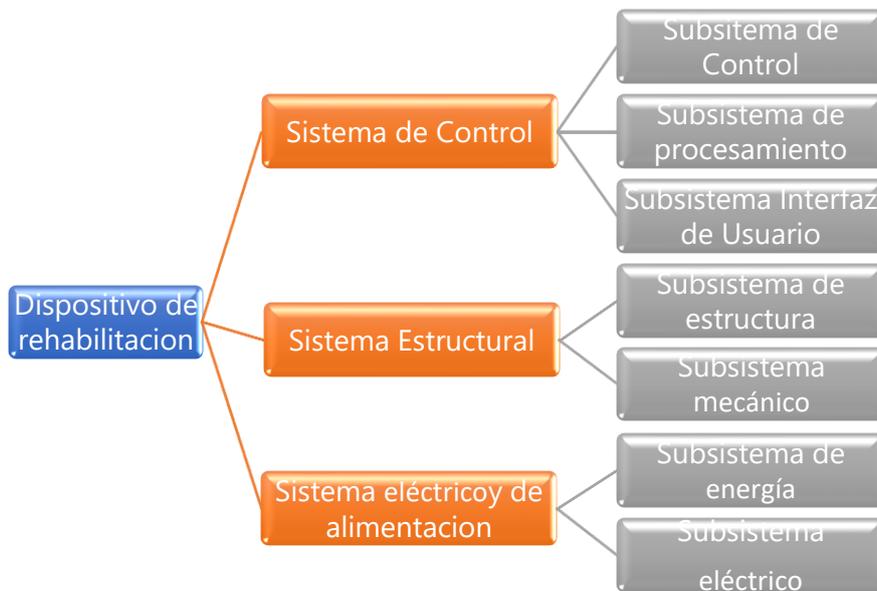
Fuente: Propia

En la ilustración 16, se representa gráficamente la metodología en "V" la cual divide el proceso de desarrollo en tres secciones: La sección del lado izquierdo es específicamente para el diseño en esta se describe los requisitos o las partes requeridas para el diseño. Seguidamente esta la puesta en marcha que sería la implementación de la ingeniería para el diseño específico a realizar y la tercera sección comprende la integración de las dos secciones anteriores resultando en un producto o prototipo.

Para la investigación presente se elaborará solamente el primer ciclo de la metodología, analizando las componentes ideales para el diseño del proyecto y su diseño ya que no se realizará un prototipo.

#### **4.4.1 ETAPA I: NIVEL DE LOS SISTEMAS**

Para la elaboración del diseño del dispositivo para rehabilitación de movimiento pasivo continuo se establecieron diversos niveles de sistemas donde estos están comprendidos por subsistemas.



**Ilustración 22. Nivel de los sistemas con sus subsistemas.**

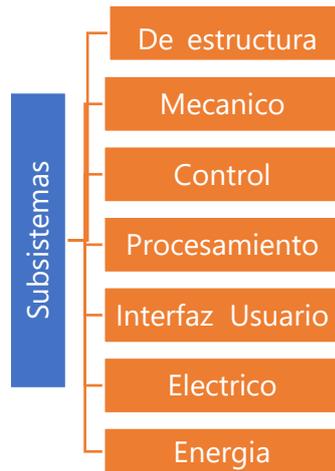
Fuente: Propia

En la ilustración 15, se observa los niveles requeridos para el diseño del dispositivo de rehabilitación junto con sus subsistemas los cuales se definirán de la siguiente manera:

- Sistema de control: En este sistema encontramos los elementos electrónicos, la interfaz más óptima para el usuario y los microcontroladores que se encargan del procesamiento de señales, activando o deteniendo los actuadores y mostrando los datos que son captados por los sensores. Para determinar los componentes de este sistema se usará tabla junto con sus propiedades comparando las mismas de diversos fabricantes determinando el elemento ideal para el diseño
- Sistema Estructural: Dentro de este sistema necesitamos decidir qué tipo de material es el óptimo para el diseño del dispositivo tomando en cuenta las propiedades del mismo como el peso y flexibilidad, así mismo tomando en consideración la dificultad de obtención del material y los precios de venta de este.
- Sistema de eléctrico y de alimentación: Se analizará los elementos eléctricos requeridos para generar movimiento al dispositivo. Además, se tomará en cuenta la capacidad de alimentación que necesitará todos los elementos electrónicos del diseño. Lo cual en la matriz de decisión se reflejará la capacidad de energía que es capaz de entregar y su capacidad de alimentación.

#### **4.4.2 ETAPA II: NIVEL DE LOS SUBSISTEMAS**

En el punto anterior se definieron los sistemas que influyen en el diseño del dispositivo, en el apartado actual se procederá con la definición de los subsistemas enlistados en la ilustración a continuación.



**Ilustración 23. Nivel de los subsistemas**

Fuente: Propia

#### **4.4.2.1 Subsistema de estructura**

Se compone por todas las piezas que establecen la estructura del dispositivo de rehabilitación, estas piezas en conjunto permiten que la estructura realice movimientos además de que debe servir como carcasa para los elementos como actuadores y sensores.

#### **4.4.2.2 Subsistema mecánico**

Aquí se encuentra los elementos los cuales tienen como función transformar o transmitir el movimiento la cual es crucial para el proyecto debido a que debe poder realizar el movimiento de la estructura del dispositivo junto con el peso de la extremidad de la persona.

#### **4.4.2.3 Subsistema de control**

Este subsistema se encarga de asegurarse que el desempeño del dispositivo sea el correcto mediante el uso de sensores los cuales nos brinda información acerca de la posición o el ángulo que se encuentra el dispositivo, así como controlar la velocidad y la dirección del movimiento del mecanismo.

#### **4.4.2.4 Subsistema de procesamiento**

Se requiere de un dispositivo que pueda recibir, interpretar y procesar la información que envían los sensores y con esta información poder realizar acciones aquí es donde entra en acción el microcontrolador.

#### **4.4.2.5 Subsistema de Interfaz de Usuario**

Se requiere de algún elemento el cual el usuario pueda interactuar con él y poder introducir instrucciones.

#### **4.4.2.6 Subsistema eléctrico**

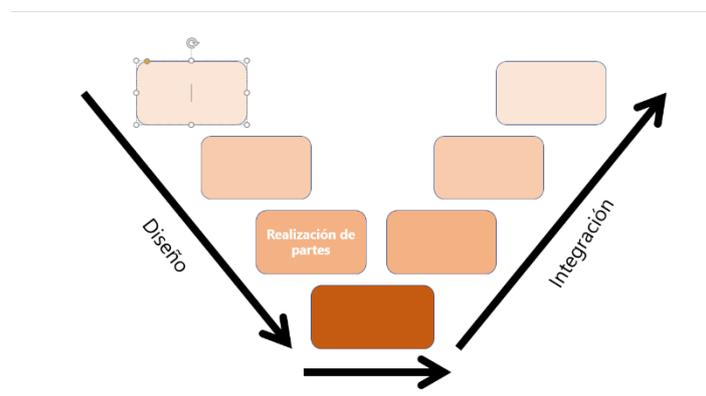
Este subsistema está comprendido por el artefacto que lograra generar el movimiento del subsistema mecánico.

#### **4.4.2.7 Subsistema de energía**

Este subsistema se compone por la forma en que se conseguirá alimentar los elementos electrónicos y mantenerlo en funcionamiento sin interrupciones.

### **4.4.3 ETAPA III: REALIZACIÓN DE PARTES**

Ya definidos cada uno de los subsistemas y las especificaciones que requieren, se procede a determinar los materiales y componentes adecuados para el desarrollo de los subsistemas.



## Ilustración 24. Realización de partes

Fuente: Propia

### 4.4.3.1 Subsistema estructural

Para el subsistema estructural se consideró las diferentes propiedades de los materiales para la estructura.

Material	Densidad [g/cm <sup>3</sup> ]	Dureza Brinell [HB]	Resistencia a la corrosión	Ductilidad	Límite elástico [MPa]
Aluminio 6061	2,7	95	Buena	Buena	270
Aluminio 6082	2,7	90	Buena	Media	270
Acero inoxidable – AISI 430	7,8	155	Buena	Media	290
Acero Inoxidable – AISI 304	7,93	160-190	Buena	Muy alta	230

**Tabla 1. Materiales para estructura**

Fuente: Propia

La tabla 1, se observa las diferentes propiedades consideradas para la elección de material como la densidad, la dureza Brinell, su resistencia a la corrosión, ductilidad y el límite elástico

Para la presente investigación se utilizarán dos tipos de materiales para el subsistema estructural siendo el aluminio 6061 y acero inoxidable (AISI 430) para determinar cuál de estos es de uso óptimo para la estructura. Así mismo se realizarán pruebas a las estructuras con el aluminio 6061 y el acero inoxidable para la determinación del material ideal para el dispositivo.

### 4.4.3.2 Subsistema mecánico

Para este subsistema se analizará el subsistema mecánico, el cual se determinará que elemento es el mejor para la transformación de energía a movimiento para el dispositivo.

Mecanismo	Precisión	Instalación	Espacio requerido
Tornillo de Potencia	Alta	Sencilla	Bajo
Piñones y cadenas	Media	Compleja	Alto
Actuadores hidráulicos	Alta	Compleja	Alto

**Tabla 2. Tabla de mecanismo para dispositivo**

Fuente: Propia

En la tabla anterior, se observa los tipos de mecanismo que generan movimiento a través de la transformación de energía. En la tabla se observa tres tipos de mecanismo comparándolos según la precisión del movimiento, su complejidad para la instalación y la cantidad de espacio que requieren.

Para la presente investigación se utilizará el tornillo de potencia ya que este posee las mejores características y se puede ajustar a las medidas deseadas dependiendo de la cantidad de peso que recaerá sobre el para el movimiento del dispositivo. Este se acoplará junto con husillo de bolas transformando el movimiento rotacional a lineal.

#### **4.4.3.3 Subsistema control**

En este subsistema se analizará las propiedades de diferentes sensores ya que estos nos dan la retroalimentación para un control preciso del dispositivo.

Tipo	Vida mecánica	Vida eléctrica	Frecuencia de operación mecánica	Frecuencia de operación eléctrica	Capacidad de contacto
TM 1701	20 × 10 <sup>6</sup> operaciones/min	500 × 10 <sup>3</sup> operaciones/min	240 operaciones/min	240 operaciones/min	10A-12VCC
TM 1704	10 × 10 <sup>6</sup> operaciones/min	500 × 10 <sup>3</sup> operaciones/min	240 operaciones/min	20 operaciones/min	10A-12VCC
TM 1306	10 × 10 <sup>6</sup> operaciones/min	500 × 10 <sup>3</sup> operaciones/min	200 operaciones/min	20 operaciones/min	10A-24VCC

**Tabla 3. Sensor final de carrera**

Fuente: Propia

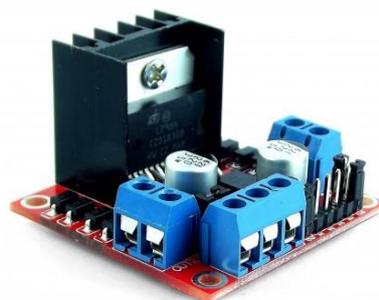
En la tabla 3, se definieron los tres modelos de sensores de fin de carrera y definiendo propiedades cruciales para la toma de decisión. La vida mecánica y eléctrica son de las propiedades más importantes porque con ellas determinamos la cantidad de tiempo que se puede usar el sensor antes de cambiarlo. Así mismo se evaluaron las frecuencias de operaciones donde se observaron resultados muy parecidos y la capacidad de contacto la cual esta fue una razón del porque se eligió el modelo TM 1701 dado que tiene una vida mecánica más extensa y su alimentación es de 12 Voltios.

Modelo	Vida rotacional	Rango angular	Suministro de voltaje
PSC-360	$45 \times 10^6$ ciclos	15 a 360 grados	Hasta 24 VDC
ENCODER Incremental	$50 \times 10^6$ ciclos	0 a 360 grados	5 a 12 VDC

**Tabla 4. Sensor de ángulo**

Fuente: Propia

En la tabla 4, se observan dos opciones para el sensor de ángulo eligiendo al final el Encoder Incremental por su vida rotacional más extensa y el rango angular más amplio. Además de que este modelo tiene un control sencillo y proporciona una alta estabilidad en condiciones adversas y son usados frecuentemente en aplicaciones en robótica.



## Ilustración 25. Driver puente H L298N

Fuente: (Driver Puente H L298N 2A, s. f.)

Al haber definido los sensores anteriores se determinó el uso de un puente H ya que se requerirá para el cambio de sentido del motor y el control de velocidad del motor. Este modelo reflejado en la ilustración ya comprende con una placa integrada lo cual lo hace de fácil utilización y conexión.

### 4.4.3.4 Subsistema procesamiento

Se selecciono el microcontrolador que se adapte eficazmente al proyecto.

Modelo	Velocidad de reloj [MHz]	I/O digitales	Entradas analógicas	Memoria de programa [Kb]	Memoria de datos [Kb]	Memoria EEPROM [Kb]
Atmega 328	16	14	6	32	2	1
Atmega 2560	16	54	16	256	8	4
Atmega 32U4	16	20	12	32	2.5	1

**Tabla 5. Modelos de Arduino**

Fuente: Propia

En tabla 5 se contempla la elección por el modelo Atmega 2560 debido a que este posee una cantidad grande entradas y salidas digitales las cuales son de gran utilidad ya que debemos conectar diversos dispositivos a este microcontrolador y además tiene una memoria de programa, de datos y de EEPROM más amplia comparada con los otros dos modelos.

### 4.4.3.5 Subsistema Interfaz de usuario

Se determino la interfaz ideal para el dispositivo de manera que el accionamiento de este sea fácil de utilizar.

Tipo	Dimensiones Pantalla [mm]	Táctil
Oled	35x35	No
TFT LCD	70x52	Si
Pantalla LCD	62 x 26	No

**Tabla 6. Pantallas para Interfaz de Usuario**

Fuente: Propia

En la tabla 6 observamos la elección por la pantalla TFT LCD ya que esta pantalla posee una dimensión visual más amplia lo cual facilita el leer y además tiene como propiedad que se puede interactuar con la misma de manera táctil logrando ser una interfaz más sencilla de utilizar para el uso de instrucciones.

#### 4.4.3.6 Subsistema eléctrico

En este subsistema se determinará el motor el cual se acople más al diseño del sistema y su movimiento.

Tipo	Precisión	Facilidad de control	Mantenimiento	Voltaje suministrado	Par Máximo [Nm]
Servo Motor	Alta	Media	Medio	12Vdc	0,51
Motor Paso a Paso	Alta	Media	Medio	12Vdc	1,6
Motor Dc SL80BF60	Alta	Media	Media	12Vdc	3,6

**Tabla 7. Tipos de motores**

Fuente: Propia

El motor que se eligió mostrado en la tabla 7 fue el modelo SL80BF60 el cual posee características similares a los otros dos tipos de motor, pero con un par máximo mayor haciendo el ideal para generar el movimiento del dispositivo.

#### 4.4.3.7 Subsistema energía

Se compararon diferentes baterías con diferentes voltajes de suministración para brindar alimentación a los componentes presentes del dispositivo para el uso óptimo de los mismos.

Modelo	Salida de 5V	Salida de 12V	Recargable	Interruptor
Talentcell PB120B2	Si	Si	Si	SI
LIITOKALA 3S10P	No	Si	Si	No
CJC battery DC12680	No	Si	Si	Si

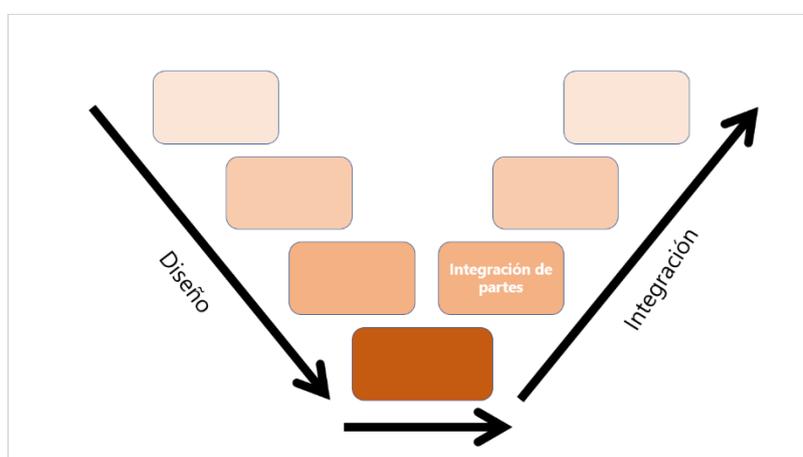
**Tabla 8. Baterías de litio**

Fuente: Propia

En la tabla 8 tres se comparó tres tipos de baterías de litio todas contaban con la característica de ser recargables, dos de ellas cuentan con interruptor, pero solamente el modelo de Talentcell PB120B2 cuenta con dos salidas a diferentes voltajes de 5 voltios y 12 voltios.

#### 4.4.4 ETAPA IV: INTEGRACIÓN DE PARTES

Continuando con la segunda parte del ciclo A de la metodología en "V" esta etapa se encargará de realizar las pruebas a cada uno de los componentes necesarios para el desarrollo del proyecto los cuales ya fueron definidos en la etapa anterior.



**Ilustración 26. Integración de partes**

Fuente: Propia

##### 4.4.4.1 *Subsistema estructural*

Con el programa CAD, SolidWorks, se elaboraron pruebas experimentales a cada una de las piezas para determinar si estas podrán soportar la tensión, conocer cuál es la tensión máxima y si habrá un cambio de longitud debido al movimiento realizado o por la tensión aplicada al dispositivo.

##### 4.4.4.2 *Subsistema mecánico*

Se realizó pruebas en SolidWorks generando movimiento y observar si el tornillo de potencia realizaría el movimiento según la velocidad aplicada.

#### **4.4.4.3 Subsistema control**

Se realizaron pruebas con los sensores de fin de carrera los cuales están posicionadas al inicio y al final del recorrido del tornillo de potencia probando si contiene continuidad eléctrica mediante la medición de las mismas entre dos contactos probando así si el sensor esta normalmente cerrado y también al sensor de posición angular se le aplico una prueba al cual se mide los ángulos que arroja el mismo para poder calibrarlo.

#### **4.4.4.4 Subsistema procesamiento**

Se le cargo un programa con una librería verificando que el funcionamiento este normal, así como también se probó de manera sencilla cada uno de los pines digitales utilizando un led y un programa sencillo de encendido de apagado para la verificación de cada uno de estos entradas o salidas, y además se le hizo una lectura del voltaje que está suministrando.

#### **4.4.4.5 Subsistema Interfaz de usuario**

Se realizaron pruebas de las librerías en la interfaz de Arduino IDE para comprobar el funcionamiento correcto de la pantalla táctil.

#### **4.4.4.6 Subsistema eléctrico**

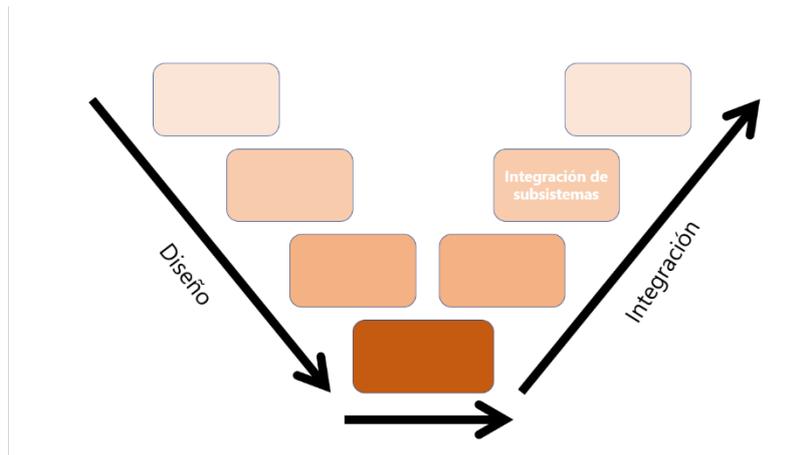
Se le aplico voltaje al motor observando si sus revoluciones son las correctas y midiendo su corriente pico y también su voltaje.

#### **4.4.4.7 Subsistema energía**

Se hizo lectura a las salidas de la batería para corroborar que fueran los voltajes correctos y se calculó el tiempo que necesita la misma para ser cargada completamente con su respectivo cargador.

### **4.4.5 ETAPA V: INTEGRACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS**

Al terminar con las pruebas de cada una de las partes que componen los subsistemas se procedió con la penúltima etapa del ciclo A la cual consta de realizar pruebas de cada subsistema de manera conjunta para visualizar el comportamiento.



**Ilustración 27. Integración de los subsistemas**

Fuente: Propia

#### **4.4.5.1 Subsistema estructural**

Luego de haber realizado los análisis de tensión, de deformación y desplazamiento a cada una de las piezas de la estructura se procedió con el ensamble de la estructura del dispositivo. El ensamblaje se realizó mediante uniones asegurando que las piezas encajen y estas sean capaces de realizar el movimiento sin ningún error de ensamblaje o deformación.

#### **4.4.5.2 Subsistema control**

Al finalizar con las pruebas de los sensores estos fueron implementados en el dispositivo siendo los sensores de fin de carrera colocados uno en el inicio del recorrido y otro al final de este, el encoder se colocó de manera que cuando el dispositivo empezara su movimiento este empezaría a reconocer el ángulo y brindar esta información a la interfaz del usuario.

#### **4.4.5.3 Subsistema procesamiento**

Se realizó un diagrama de control el cual nos orienta al momento de programar el microcontrolador mostrando las acciones que realiza el microcontrolador para poder llevar un orden lógico el cual hace que el dispositivo trabaje de manera armoniosa.

#### **4.4.5.4 Subsistema Interfaz de usuario**

Se realizó una interfaz en la cual el usuario puede interactuar en la cual tiene un botón de apagado y encendido, además de contar con las opciones para introducir los grados de movimiento del dispositivo deseado y así mismo cambiar la velocidad del motor.

#### **4.4.5.5 Subsistema mecánico y eléctrico**

El subsistema mecánico y eléctrico están en conjunto en esta etapa ya que el eléctrico generará el movimiento rotacional del subsistema mecánico haciendo que este transforme el movimiento rotacional a lineal mediante el husillo de bolas. Para realizar el cálculo del par necesario para el movimiento del dispositivo se calculó el peso de la persona y multiplicando el resultado por 16 por ciento ya que este es el porcentaje del peso corporal de una persona.

$$W = m \times g$$

#### **Ecuación#1. Peso**

Fuente:(Barragán Gomez & Nunez Trejo, 2015)

Siendo (m) la masa del objeto y (g) siendo la gravedad, esto da como resultado el peso generado (W).

$$W_p = w \times 0,16$$

#### **Ecuación#2. Peso de la pierna**

Fuente:(Lumbano, 2012)

Teniendo el resultado del peso anterior se multiplica por el 16 por ciento ya que esto representa el porcentaje de peso corporal en la pierna. Se procede con el cálculo del torque.

$$T = r \times F$$

#### **Ecuación#3. Torque**

Fuente:(Lopez Rodriguez, 2010)

Donde r es la distancia y F es la fuerza aplicada dando como resultado el torque.

#### 4.4.5.6 Subsistema energía

Se realizó el cálculo de las horas de duración de la batería PB120B2 con el consumo de cada uno de los componentes del subsistema eléctrico, de procesamiento, de control y la interfaz del usuario. Para realizar este cálculo se utilizó la siguiente ecuación.

$$H = \frac{w_b}{w_c} = \frac{vb \times Ib}{vb \times Ic}$$

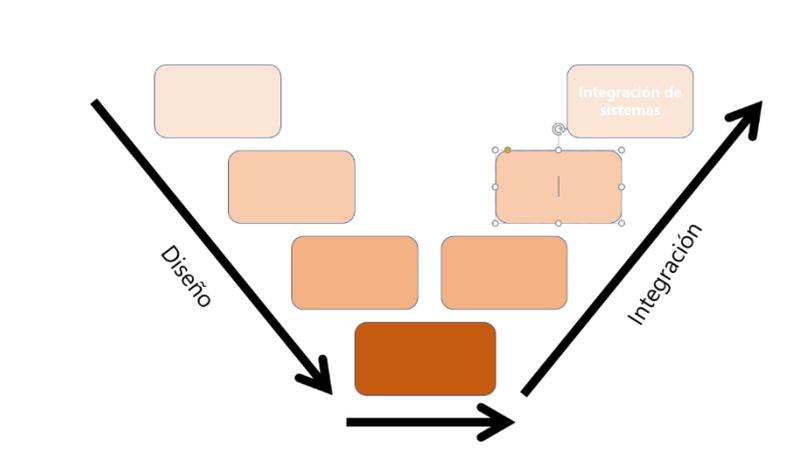
#### Ecuación#4. Autonomía de la batería

Fuente:(Coelectrix, 2019)

Donde (Vb) es el voltaje del batería multiplicado por (Ib) intensidad de la batería dándonos como resultado la potencia de la batería (Wb) y dividiendo este resultado con la potencia consumida (Wc) que es el resultado de la multiplicación entre el voltaje de la batería (Ib) por la corriente consumida (Ic).

#### 4.4.6 ETAPA VI: INTEGRACIÓN DE LOS SISTEMAS

Luego de terminar con la etapa V de la metodología de las pruebas en conjunto de los subsistemas se procede a la última etapa.



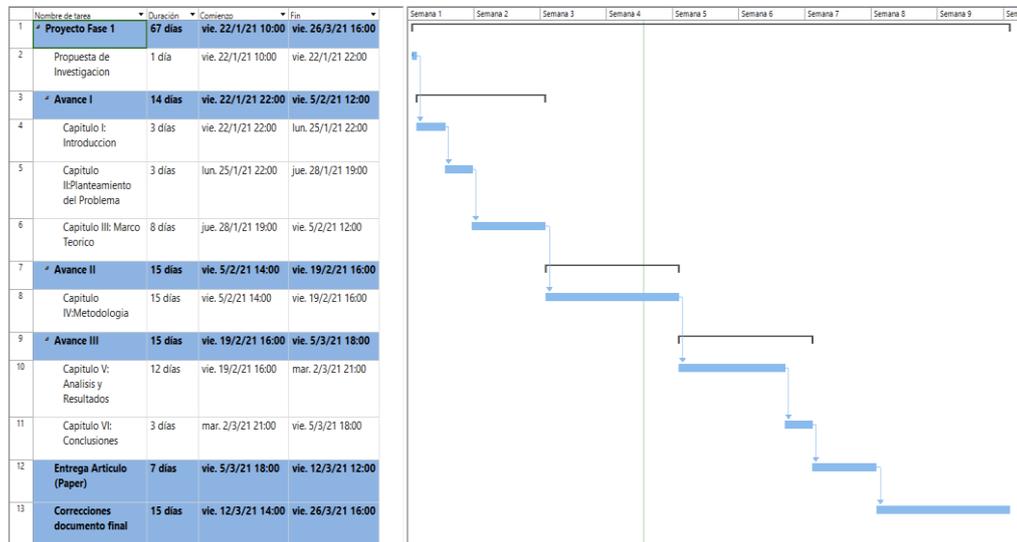
**Ilustración 28. Integración de los sistemas**

Fuente: Propia

En esta etapa final del primer ciclo se acoplaron todos los sistemas obteniendo como resultado el dispositivo final.

## 4.5 CRONOGRAMA

Se diseñó un cronograma de actividades que se desarrollarán en el transcurso del ciclo investigativo. Este cronograma se elaboró con base a un periodo de 10 semanas incluyendo las fechas en las que se entregara cada trabajo.



**Ilustración 29. Cronograma de actividades**

Fuente: Propia

## **V. ANÁLISIS Y RESULTADOS**

En este capítulo se expondrán los resultados que se adquiriendo al realizarse las respectivas simulaciones en el software SolidWorks de las diferentes piezas que fueron diseñadas.

### **5.1 ANÁLISIS DE TEORÍAS DEL SUSTENTO**

Con la finalidad de diseñar un dispositivo de movimiento continuo pasivo para la rodilla, se realizó una investigación de todo lo que conlleva el diseño de este dispositivo desde la anatomía de la rodilla y las lesiones que esta pueden sufrir requiriendo de la rehabilitación, así como se incluyó temas como el uso de la mecatrónica en la rehabilitación, los cuales estos temas están implícitos en el capítulo III.

Con el paso de los años, las personas han logrado crear diversas maneras para poder acortar el tiempo para la rehabilitación física en los seres humanos debido a lesiones usando diversas técnicas de rehabilitación siendo las más comunes la masoterapia, mecanoterapia etc. Con los avances tecnológicos se ha logrado realizar prototipos para la rehabilitación haciendo de estos él no requerir de un fisioterapeuta que requiera estar realizando las sesiones de rehabilitación por largas jornadas de tiempo.

Para lograr el diseños de un dispositivo de rehabilitación para la rodilla, se comenzó con el análisis actual de las técnicas usadas en el mundo y se incluyó que técnicas fueron las destacadas en Honduras, luego se analizó la anatomía de la rodilla entendiendo así que regiones de la rodilla pueden sufrir de lesiones debido a ciertos movimientos, se estudió la biomecánica de la misma, se estudio acerca de la antropometría para el diseño del dispositivo, y se expuso la rehabilitación por movimiento pasivo continuo.

### **5.2 SISTEMA ESTRUCTURAL**

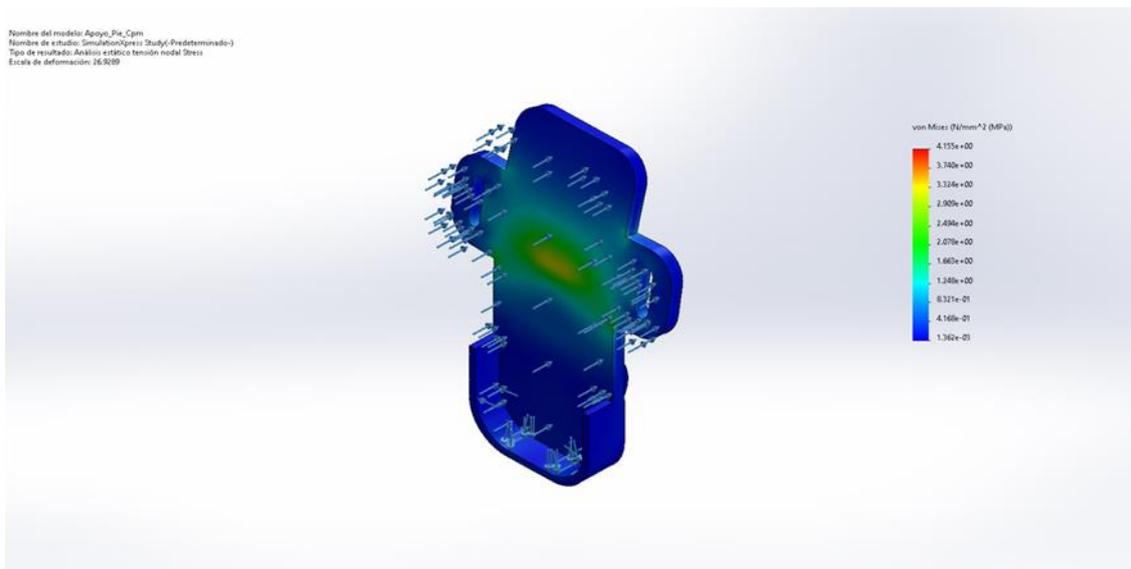
Se realizo la estructura del dispositivo para poder realizar los movimientos necesarios para la simulación de los movimientos de la articulación y así mismo se realizaron pruebas estáticas al dispositivo y pruebas dinámicas así mismo se da conocer los ángulos que el dispositivo puede lograr.

## 5.2.1 ANÁLISIS ESTÁTICO

Para el análisis estático se le realizaron pruebas a todos los componentes que se complementan para completar el diseño final. De igual manera se utilizó la ecuación #1 para conocer las cargas a las que estarán sometidas las piezas.

### 5.2.1.1 Soporte para pie

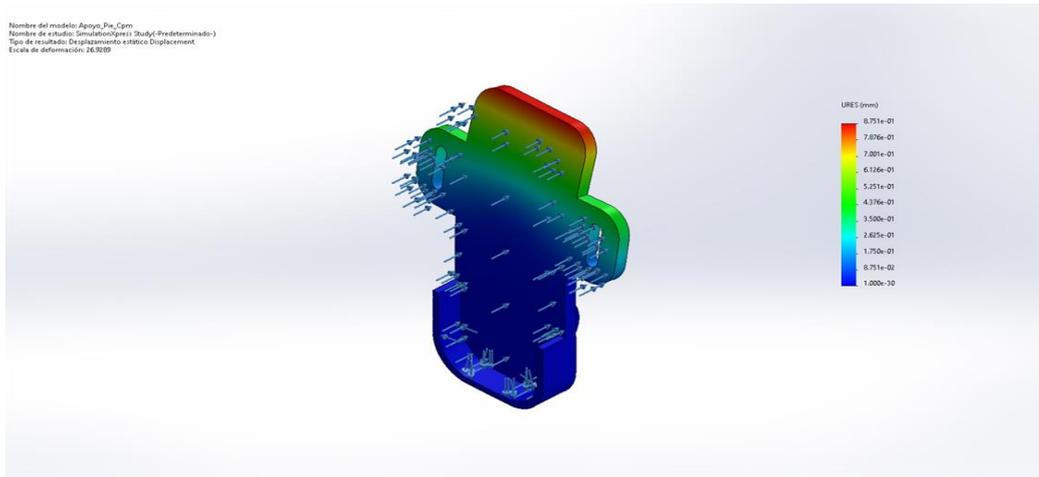
La primera pieza realizada fue la del soporte del pie fabricada con plástico ABS. Todas las pruebas realizadas a esta pieza se usó una carga de 330 [N].



**Ilustración 30. Pruebas de tensión a pieza de apoyo pie**

Fuente: Propia

En la ilustración anterior observamos el resultado de la prueba de estrés en la pieza de apoyo para el pie la cual la prueba nos dio un resultado de tensión máxima de  $1.362e-03$  [N/mm<sup>2</sup>] y una tensión mínima de  $4.155e+00$  [N/mm<sup>2</sup>].



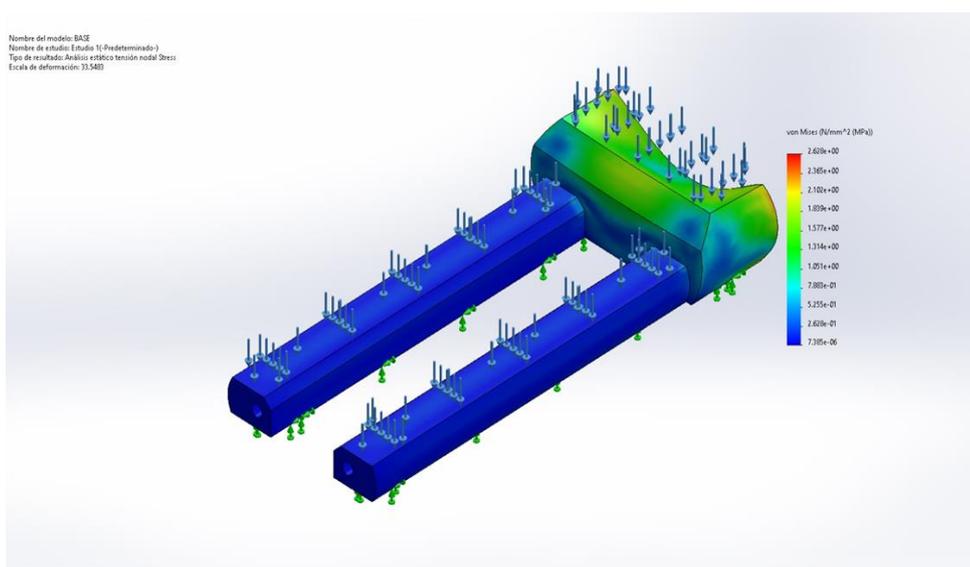
**Ilustración 31. Pruebas de desplazamiento a pieza de apoyo pie**

Fuente: Propia

En la ilustración 31 se expone el resultado de las pruebas de desplazamiento a la pieza se encontró un desplazamiento máximo de  $8.751e-01$ [mm] y un desplazamiento mínimo de  $0.000e+00$ [mm] demostrando que en esta región de la pieza no sufrirá de un ningún desplazamiento así mismo cabe mencionar que donde se observa el mayor desplazamiento al momento de apoyar el pie esta región será la menos afectada por el peso del pie del usuario.

### 5.2.1.2 Base para el diseño

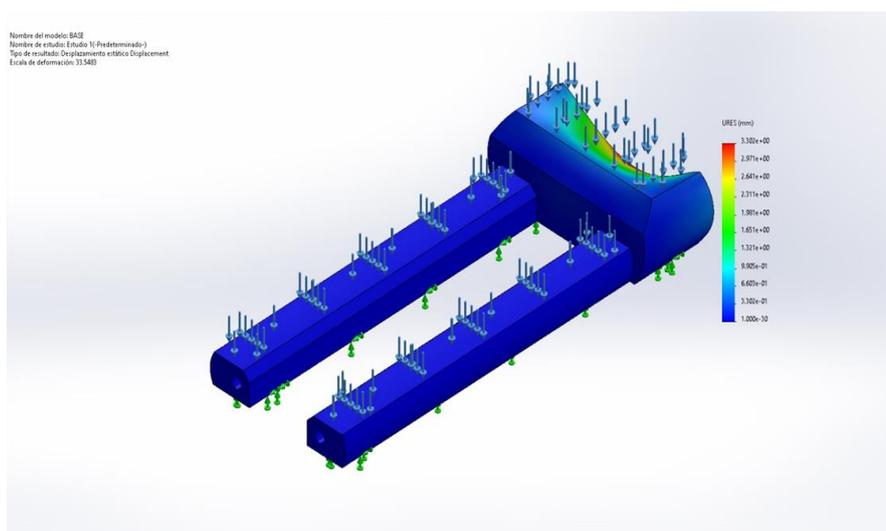
La segunda pieza realizada para el diseño fue su base la cual esta será de plástico ABS para obtener una base de poco peso y resistente. Esta pieza será sometida a 500 [N] de carga.



### Ilustración 32. Pruebas de tensión base dispositivo

Fuente: Propia

En la ilustración superior se expone la prueba de tensión realizada en la base del dispositivo resultando una tensión máxima de  $2.628e+00$  [N/mm<sup>2</sup>] y una tensión mínima de  $7.385e-06$  [N/mm<sup>2</sup>] indicándonos que la pieza realizada no sufrirá de tanta tensión a pesar de la carga aplicada.



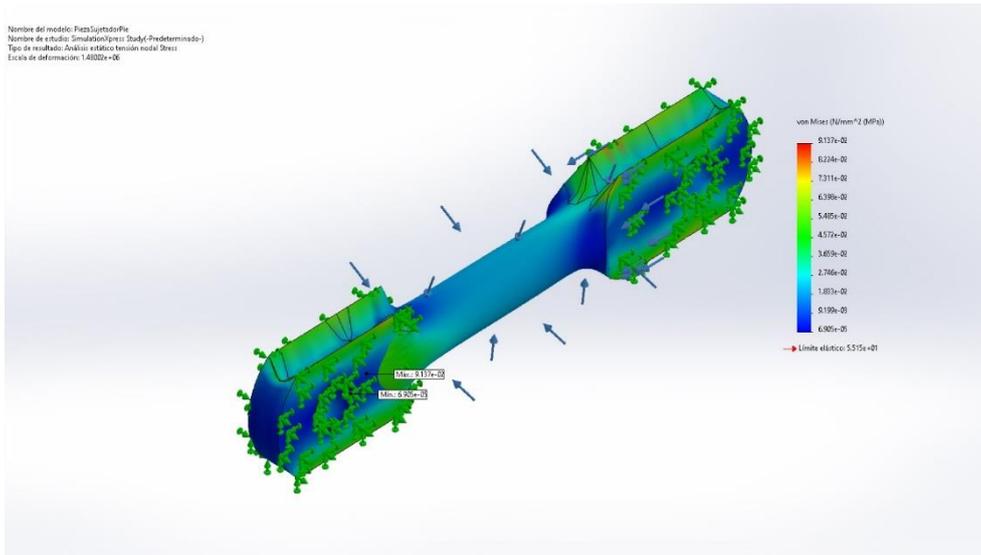
### Ilustración 33. Pruebas de desplazamiento base dispositivo

Fuente: Propia

En la ilustración 33 observamos el resultado de pruebas de desplazamiento indicándonos que el dispositivo con la fuerza que se le fue aplicada tendrá un desplazamiento máximo de  $3.302e+00$  [mm] y un desplazamiento mínimo  $0.000e+00$  [mm] el cual nos da entender que el desplazamiento será mínimo.

#### 5.2.1.3 Pieza sujetadora de soporte de pie

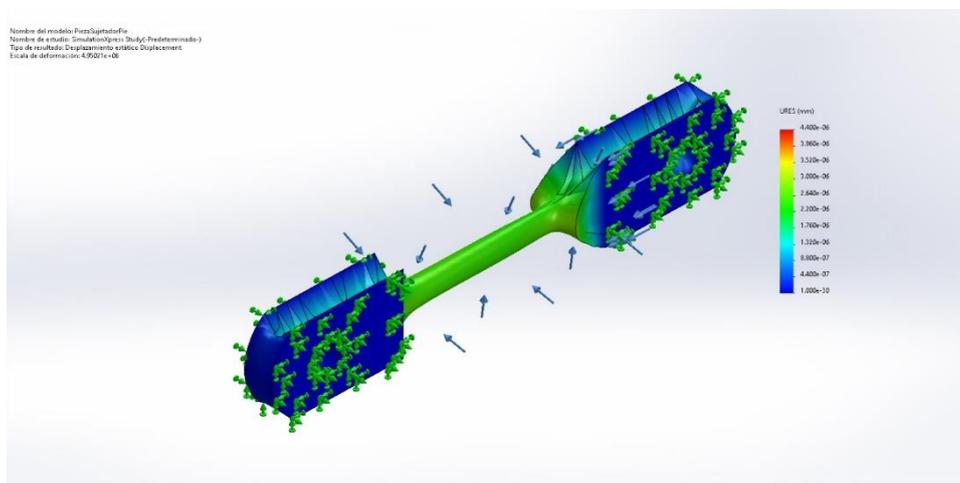
Esta pieza es la que sujeta el soporte del pie la cual tendría que soportar el peso del pie más el peso de la pieza que soporta el mismo lo cual se le aplico una carga de 450 [N] así mismo a esta pieza se realizó pruebas con dos materiales el aluminio 6061 y el acero AISI 430.



**Ilustración 34. Pruebas de tensión con aluminio pieza sujetadora**

Fuente: Propia

En la ilustración 34 se expone los resultados de las pruebas al haber utilizado en el aluminio 6061 presentando en la pieza una tensión máxima de  $9.137e-02[N/mm^2]$  y una tensión mínima de  $6.905e-05[N/mm^2]$  la cual son tensiones bajas inclusive para su tensión máxima.



**Ilustración 35. Prueba desplazamiento con aluminio pieza sujetadora**

Fuente: Propia

En la ilustración 35 observamos la prueba de desplazamiento en aluminio que brindando un desplazamiento máximo de  $1.348e-05[mm]$  y un desplazamiento mínimo de  $0.000e+00[mm]$  el cual no puede ser observado a simple vista. Así mismo se realizaron estas mismas pruebas a esta pieza utilizando como material el acero AISI 430.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	9.137e-02[N/mm <sup>2</sup> ]	9.290e-02[N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	6.905e-05[N/mm <sup>2</sup> ]	6.567e-05[N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	1.348e-05[mm]	4.400e-06[mm]
Desplazamiento min	0.000e+00[mm]	0.000e+00[mm]
Masa	0.195355 [kg]	0.564358 [kg]
Factor de seguridad máx.	7.987e+05	2.624e+06
Factor de seguridad min	6.036e+02	1.855e+03

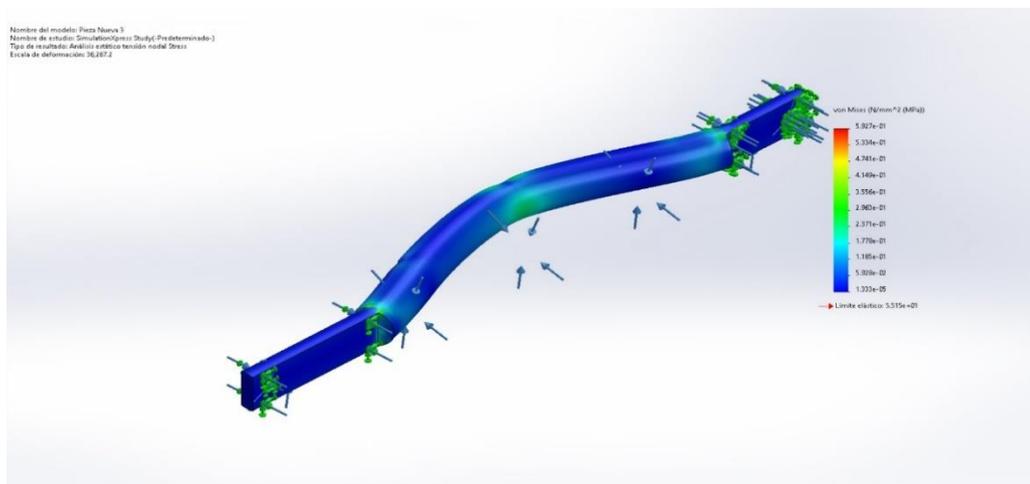
**Tabla 9. Comparaciones de materiales para pieza sujetadora**

Fuente: Propia

En la tabla 9 observamos los diferentes resultados de las pruebas de tensión y desplazamiento, así como también se ve implícito la masa y el factor de seguridad máxima y mínima de la pieza con cada material.

### 5.2.1.4 Pieza de soporte del muslo

Para esta pieza se realizó también las pruebas de tensión y desplazamiento, al igual que la pieza anterior, pero con una carga de 700 [N].

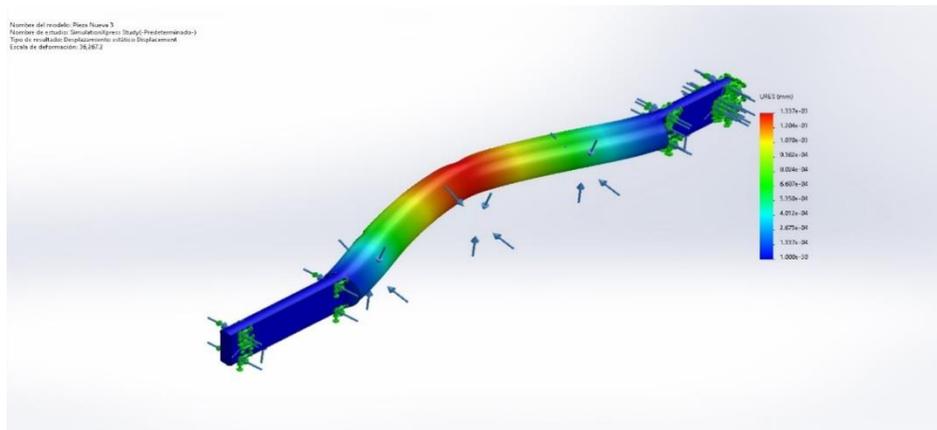


**Ilustración 36. Prueba de tensión pieza de soporte del muslo**

Fuente: Propia

En la ilustración observamos los resultados de la prueba de tensión máxima y mínima aplicándole una carga de 700 [N] a la pieza siendo estas 5.927e-01[N/mm<sup>2</sup>] y 1.333e-

05[N/mm<sup>2</sup>] respectivamente denotando que las tensiones con la carga aplicada afectan mínimamente el diseño de la pieza.



**Ilustración 37. Prueba de desplazamiento pieza de soporte del muslo**

Fuente: Propia

En la ilustración 37 los desplazamientos mínimos y máximos mostrados por la prueba son 0.000e+00 [mm] y 1.337e-03 [mm] por lo cual estos desplazamientos no presentan ningún problema de ruptura para la pieza por sus valores diminutos. Luego de realizar las pruebas con aluminio se procedió a cambiar este material por acero AISI 430 y así realizando estas mismas pruebas a la pieza con un material diferente.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	5.927e-01 [N/mm <sup>2</sup> ]	6.081e-01N [N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	1.333e-05 [N/mm <sup>2</sup> ]	1.183e-05 [N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	1.337e-03 [mm]	4.638e-04[mm]
Desplazamiento min	0.000e+00 [mm]	0.000e+00 [mm]
Masa	0.684964 [kg]	1.97879 [kg]
Factor de seguridad máx.	4.136e+06	5.356e+06
Factor de seguridad min	9.305e+01	9.475e+01

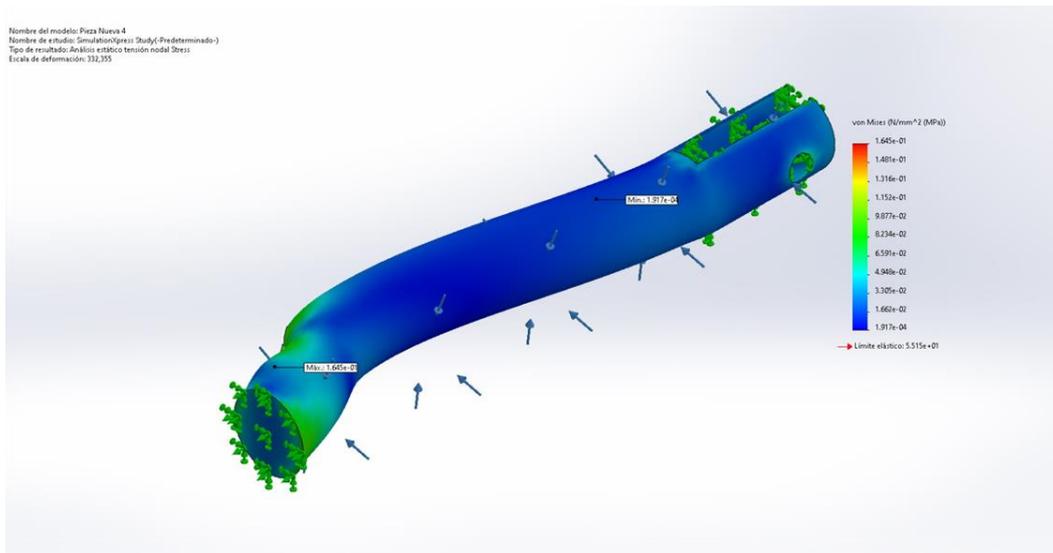
**Tabla 10. Comparación resultados para pieza soporte muslo**

Fuentes: Propia

En la tabla 10 se compara los resultados de los dos materiales en esta pieza siendo el resultado de la tensión máxima con mayor diferencia y el desplazamiento máximo, así como una diferencia entre el peso de la pieza de aluminio y la acero siendo esta última más pesada.

### 5.2.1.5 Pieza de soporte articulada para pierna

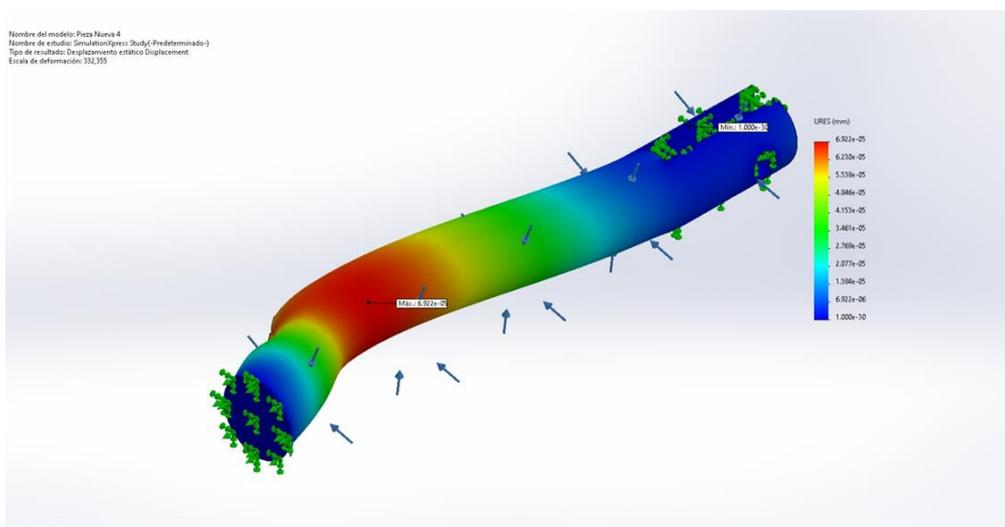
En este apartado se realizó las pruebas estáticas para la pieza de soporte articulado para la pierna con una carga de 700[N] utilizando igualmente el aluminio 6061 y el acero AISI 430 para conocer las tensiones de Von Mises y desplazamientos. Se conocerá también las masas de la pieza con cada material y su factor de seguridad.



**Ilustración 38. Prueba de tensión pieza de articulación pierna**

Fuente: Propia

En la ilustración 38 observamos que la región inferior de la pieza sufre de una gran tensión, pero los resultados de las tensiones máximas y mínimas nos demuestran que estas son leves ya que son valores mínimos dando para la tensión máxima 1.645e-01 [N/mm<sup>2</sup>] y para la tensión mínima 1.917e-04 [N/mm<sup>2</sup>].



### Ilustración 39. Prueba desplazamiento pieza de articulación pierna

Fuente: Propia

En la ilustración anterior se expone la prueba de desplazamiento que nos da un desplazamiento máximo en la región de color con un valor de  $6.922e-05$  [mm] y en la región de color azul oscuro un desplazamiento mínimo de  $0.000e+00$  [mm]. Por lo cual terminando con las pruebas con este material se procedió a realizar las pruebas con el acero.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	$1.645e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$1.603e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	$1.917e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$5.212e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	$6.922e-05$ [mm]	$2.412e-05$ [mm]
Desplazamiento min	$0.000e+00$ [mm]	$0.000e+00$ [mm]
Masa	$0.3831$ [kg]	$1.10673$ [kg]
Factor de seguridad máx.	$2.876e+05$	$3.212e+05$
Factor de seguridad min	$3.353e+02$	$4.553e+02$

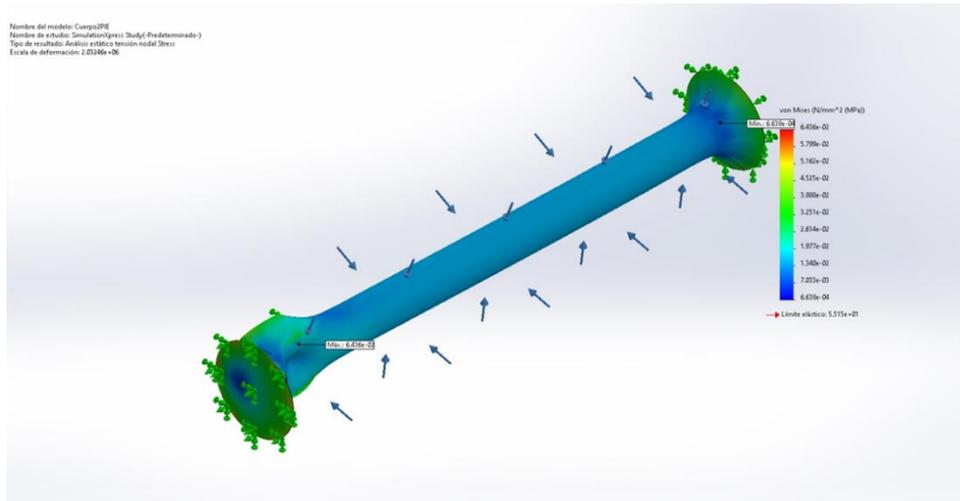
**Tabla 11. Comparación resultados para pieza articulada pierna**

Fuente: Propia

En la tabla 11 se comparó los materiales sometidos a pruebas donde observamos una leve diferencia entre las tensiones máximas pero una diferencia amplia entre los resultados de tensión mínima y desplazamiento máximo, así como también utilizando el acero la pieza se convierte más pesada.

#### **5.2.1.6 Pieza de soporte para pierna**

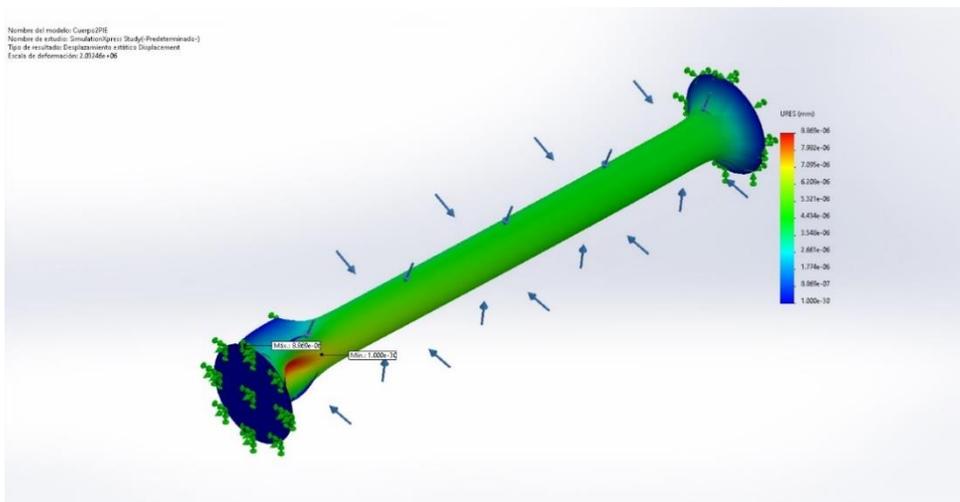
Esta pieza estará acoplada por medio de un acople a la pieza anterior articulada por lo cual se le realizó igualmente unas simulaciones para conocer su limitación de tensión, su masa y el desplazamiento debido a la carga.



**Ilustración 40. Prueba de tensión soporte pierna**

Fuente: Propia

En la ilustración 40 los resultados para la tensión máxima fue  $6.436e-02$  [N/mm<sup>2</sup>] y  $6.638e-04$  [N/mm<sup>2</sup>] para la tensión mínima por lo cual se determine que estas tensiones no afectarían en gran escala a esta pieza por lo cual se pueden utilizar para soporte de la pierna.



**Ilustración 41. Prueba de desplazamiento soporte pierna**

Fuente: Propia

En la prueba de desplazamiento se obtuvo un desplazamiento máximo de  $8.869e-06$  [mm] y un desplazamiento mínimo de  $0.000e+00$  [mm] comprendiendo mediante estos valores que la pieza sufrirá de desplazamiento mínimos los cuales no ocasionaran rupturas en la pieza debido a la carga. Al haber culminado con las pruebas de esta pieza en aluminio se realizaron las pruebas en acero dando los siguientes resultados.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	6.436e-02 [N/mm <sup>2</sup> ]	7.397e-02[N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	6.638e-04 [N/mm <sup>2</sup> ]	5.791e-04[N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	8.869e-06 [mm]	3.496e-06[mm]
Desplazamiento min	0.000e+00 [mm]	0.000e+00 [mm]
Masa	0.331563 [kg]	0.95785[kg]
Factor de seguridad máx.	8.308e+04	9.787e+05
Factor de seguridad min	8.569e+02	8.780e+02

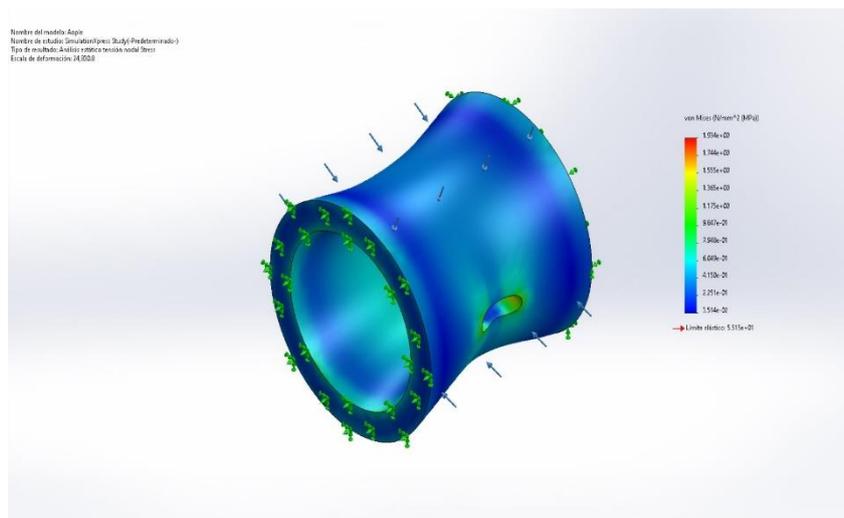
**Tabla 12. Comparación resultados para pieza soporte pierna**

Fuente: Propia

En la tabla anterior la tensión máxima con el acero es levemente mayor en comparación de la de aluminio, pero el desplazamiento máximo en la de aluminio es mayor que usando el material de acero y usando el acero la pieza resulto más pesada no obstante todas las pruebas resultan estables utilizando los dos materiales.

### 5.2.1.7 Acople para dispositivo

Esta pieza se usará para acoplar las dos piezas anteriormente mencionadas para la pierna por lo cual se procedió hacerle las respectivas pruebas de tensión y desplazamiento.



## Ilustración 42. Prueba de tensión acople

Fuente: Propia

Para la prueba de tensión del acople aplicada con una carga se extrajeron los resultados de la máxima tensión y la mínima tensión siendo  $1.934e+00$  [N/mm<sup>2</sup>] y  $3.514e-02$  [N/mm<sup>2</sup>] respectivamente por lo cual estas tensiones no presentan un riesgo para la estabilidad de la pieza.

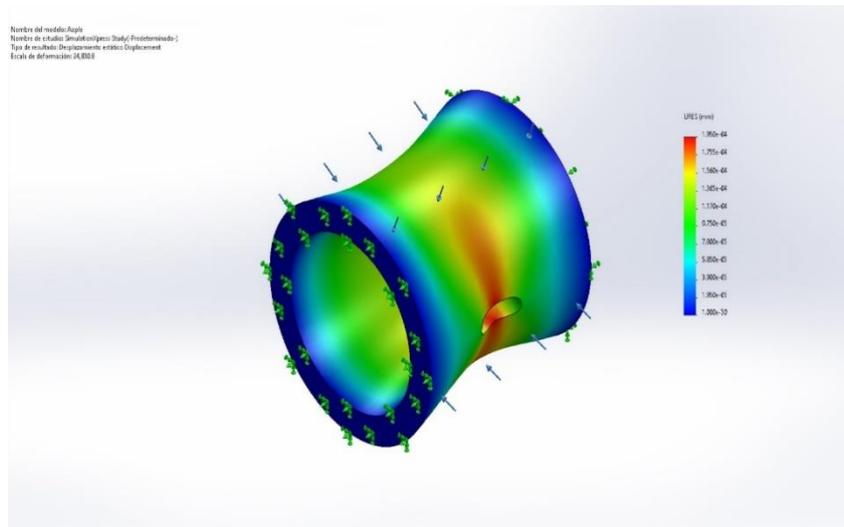


Ilustración 43. Prueba de desplazamiento acople

Fuente: Propia

Al igual que en las otras piezas se realizó pruebas de desplazamiento utilizando el aluminio 6061 que nos brinda un desplazamiento máximo en la pieza específicamente en la región intermedia de esta con un valor de  $1.950e-04$  [mm] y un desplazamiento mínimo dado en las regiones laterales de la pieza con un valor de  $0.000e+00$  [mm] dichos desplazamientos se pueden observar en la ilustración 43. Estos valores desplazamiento no causaran problemas de ruptura en la pieza.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	1.934e+00 [N/mm <sup>2</sup> ]	1.974e+00 [N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	3.514e-02 [N/mm <sup>2</sup> ]	3.088e-02 [N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	1.950e-04 [mm]	6.907e-05 [mm]
Desplazamiento min	0.000e+00 [mm]	0.000e+00 [mm]
Masa	0.0583045 [kg]	0.168435 [kg]
Factor de seguridad máx.	1.569e+03	5.582e+03
Factor de seguridad min	2.851e+01	8.729e+01

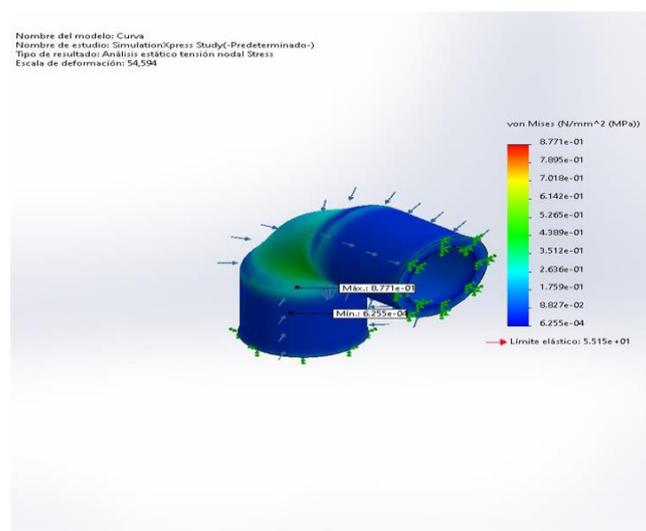
**Tabla 13. Comparación resultados de materiales acople**

Fuente: Propia

Se compararon los resultados obtenidos por las simulaciones de pruebas estáticas en el acople utilizando el aluminio y el acero como referente se obtuvo la mayoría de valores similares exceptuando la masa del elemento ya que se encuentra una masa más elevada en la pieza utilizando el acero y una menor masa utilizando el aluminio.

### 5.2.1.8 Curva de acople para dispositivo

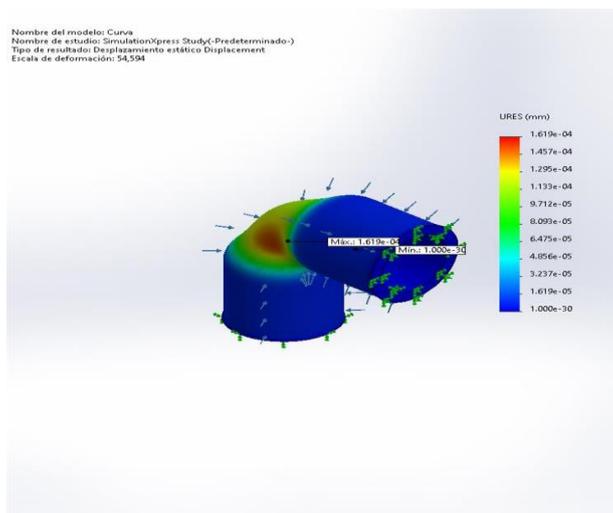
A esta pieza se le realizo pruebas estáticas de desplazamiento y tensión con una carga de 700 Newtons. Así mismo se determinará la masa de la pieza además de los valores de tensión y desplazamiento.



### Ilustración 44. Prueba de tensión curva de acople

Fuente: Propia

En la ilustración 44 observamos la prueba de tensión a la curva de acople por lo cual se obtuvo los valores de las tensiones a las que está sujeta la pieza siendo  $8.771e-01$  [N/mm<sup>2</sup>] para la tensión máxima y  $6.255e-04$  [N/mm<sup>2</sup>] para la tensión mínima.



### Ilustración 45. Prueba de desplazamiento curva

Fuente: Propia

En la región intermedia de la pieza se pueden observar con color rojo el desplazamiento máximo que tendría con la carga, este desplazamiento tendría un valor de  $1.619e-04$  [mm] y en los extremos de la pieza se encontraría las regiones con menor desplazamiento o sin ningún desplazamiento, esta región con un azul oscuro se encuentra el desplazamiento mínimo de la pieza con un valor  $0.000e+00$  [mm].

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	$8.771e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$9.608e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	$6.255e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$7.047e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	$1.619e-04$ [mm]	$5.816e-05$ [mm]
Desplazamiento min	$0.000e+00$ [mm]	$0.000e+00$ [mm]
Masa	$0.163135$ [kg]	$0.47128$ [kg]
Factor de seguridad máx.	$8.817e+04$	$9.115e+04$
Factor de seguridad min	$6.287e+01$	$6.791e+01$

## Tabla 14. Comparación resultado materiales curva de acople

Fuente: Propia

Al haber culminado con las pruebas estáticas con el aluminio con la actual pieza se procedió a realizar las pruebas con el acero reflejando sus resultados en la tabla 14.

### 5.2.1.9 Pieza base para soporte de muslo

Esta base soportara la pieza articulada que soporta el muslo dado esto se le realizaron pruebas de tensión y desplazamiento con una carga de 700 [N] usando el aluminio y el acero.

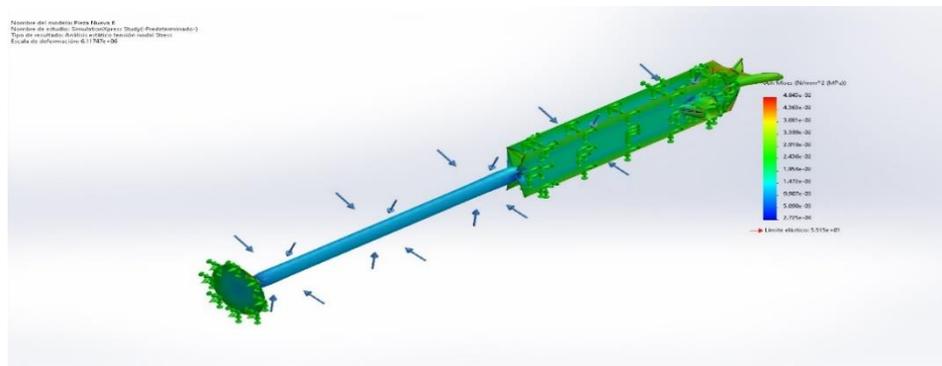
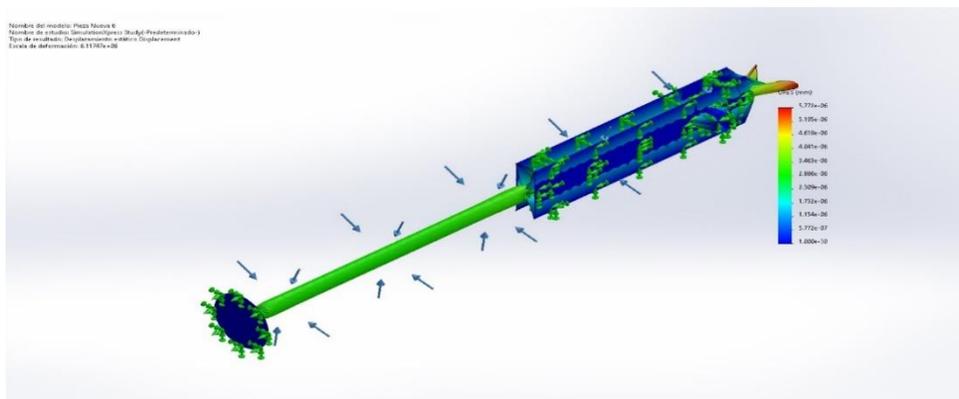


Ilustración 46. Prueba de tensión pieza base soporte muslo

Fuente: Propia

En la prueba de tensión se obtuvo una tensión máxima de  $4.845e-02$  [N/mm<sup>2</sup>] y una tensión mínima de  $2.725e-04$  [N/mm<sup>2</sup>] que se refleja en la ilustración 46 resultando en tensiones que puede soportar la pieza.



### Ilustración 47. Prueba de desplazamiento pieza base soporte muslo

Fuente: Propia

En la prueba de desplazamiento el valor más alto obtenido es de  $5.772e-06$ [mm] y junto a este se obtuvo también el valor mínimo siendo este de  $0.000e+00$ [mm] el cual se refleja en la ilustración 47. Estos valores de desplazamiento no presentan problemas de ningún tipo a la composición de la pieza.

Material	Aluminio 6061	Acero AISI 430
Tensión máx.	$8.771e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$9.608e-01$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Tensión min	$6.255e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]	$7.047e-04$ [N/mm <sup>2</sup> ]
Desplazamiento máx.	$1.619e-04$ [mm]	$5.816e-05$ [mm]
Desplazamiento min	$0.000e+00$ [mm]	$0.000e+00$ [mm]
Masa	0.163135 [kg]	0.47128 [kg]
Factor de seguridad máx.	$8.817e+04$	$9.115e+04$
Factor de seguridad min	$6.287e+01$	$6.791e+01$

**Tabla 15. Comparación resultado material base de soporte muslo**

Fuente: Propia

En la tabla 15 observamos los resultados de las pruebas en aluminio y acero dándonos valores mayores en cada prueba y así como en la masa y en los factores de seguridad máximo y mínimo utilizando el acero.

#### 5.2.1.10 Matriz de decisión

Para la decisión del material para la estructura se utilizó una matriz de decisión el cual tiene tres fases, en su primera fase se definieron los factores que se consideraron para la selección correcta del material. Dentro de los factores que se considera en la matriz de decisión fueron la masa total que presenta los componentes con los materiales propuestos siendo el aluminio y el acero, la accesibilidad que puedan tener ellos y el precio de los materiales.

Factores	Masa (kg)	Accesibilidad	Precio por Kg
Materiales			
Aluminio 6061	4.01	100%	\$ 2.01
Acero 430	10.86	100%	\$ 4.91

**Tabla 16. Fase I matriz de decisión**

Fuente: Propia

En la tabla 16 en la primera fase se obtuvieron los valores de los factores que se tomaron a consideración para la matriz de decisión siendo la masa de los componentes en conjunto usando los dos materiales, así como se obtuvo el porcentaje de accesibilidad del aluminio y el acero y su precio por kilogramo.

En la segunda fase de la matriz se dispuso del uso de un sistema de valoración para los factores que se consideraron anteriormente para representar la importancia que tiene cada uno de los factores para una correcta decisión. El sistema de valoración iría del 1 al 5 siendo el 1 la valoración más baja y el 5 la más alta.

Valoración Factores	4	5	5
Factores	Masa (kg)	Accesibilidad	Precio por Kg
Materiales			
Aluminio 6061	4.01	100%	\$ 2.01
Acero 430	10.86	100%	\$ 4.91

**Tabla 17. Fase II matriz de decisión**

Fuente: Propia

En la tabla 16 observamos la importancia que representan cada uno de los factores teniendo como factor más alto el precio y las masa y la accesibilidad en un punto menos de valoración.

En la última fase de la matriz de decisión se utilizará otro sistema de valoración, pero en este caso será para los resultados que se obtuvieron en cada uno de los materiales siendo el 1 más bajo y el 5 más alto

Valoración Factores	4	5	5
Factores	Masa (kg)	Accesibilidad	Precio por Kg
Materiales			
Aluminio 6061	4.01	100%	\$ 2.01
Acero 430	10.86	100%	\$ 4.91
Valoración Materiales			
Aluminio 6061	5	5	5
Acero 430	3	5	4

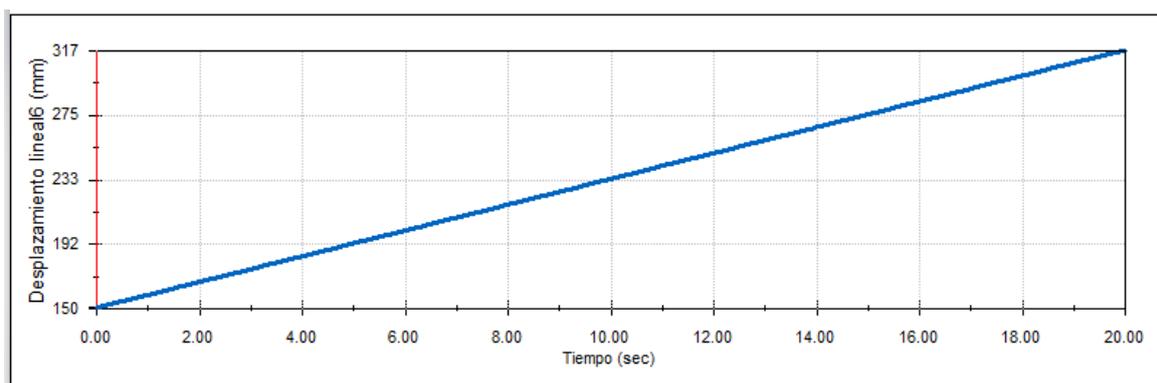
**Tabla 18. Fase III matriz de decisión**

Fuente: Propia

En la tabla anterior se observa la valoración o el puntaje que tiene cada uno de los materiales en cada factor considerador teniendo como material destacado el aluminio por la excelente masa que representa, accesibilidad y su precio por lo tanto se utilizó este material para el diseño final del dispositivo.

### 5.2.2 ANÁLISIS DINÁMICO

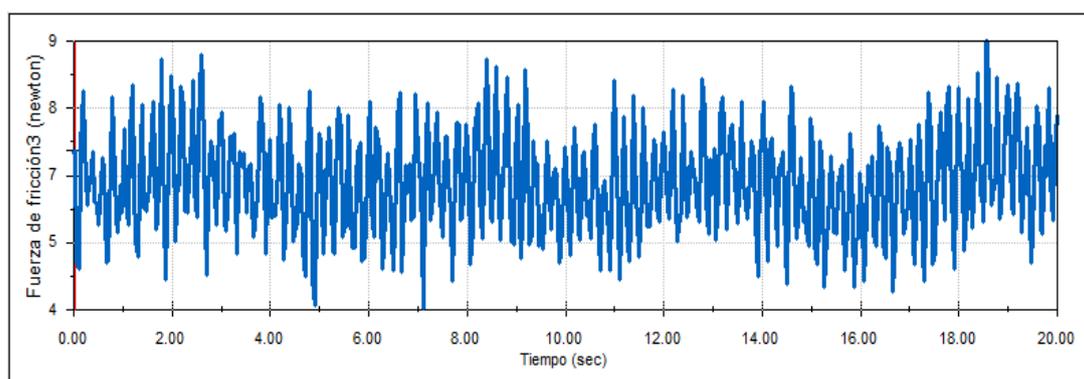
En el análisis dinámico se simuló el dispositivo con una velocidad constante ya que este debe ser así para la rehabilitación de lo contrario podría afectar o inclusive lesionar aún más al paciente por tener variaciones en su velocidad. Así mismo se calculó el desplazamiento lineal del dispositivo específicamente en el riel del husillo de bolas, así como la fuerza de fricción que puede actuar entre el tornillo de potencia y el husillo de bolas.



**Ilustración 48. Desplazamiento lineal**

Fuente: Propia

En el gráfico de la ilustración de desplazamiento observamos que cada determinado tiempo el dispositivo se está desplazando de manera constante. Esta gráfica se tomó desde la posición de origen y finaliza luego de haber pasado 20 segundos de simulación.



### Ilustración 49. Fuerza de fricción

Fuente: Propia

En la ilustración 49 observamos la gráfica de la fuerza de fricción esta fue tomada entre los contactos del tornillo de potencia y el husillo de bolas cuenta con una variación en toda la simulación, pero como valores máximo y mínimo se tiene que son 9 N y 4 N respectivamente los cuales no tienen un impacto grande al momento de que el dispositivo este en funcionando permitiendo hacer el movimiento correcto.

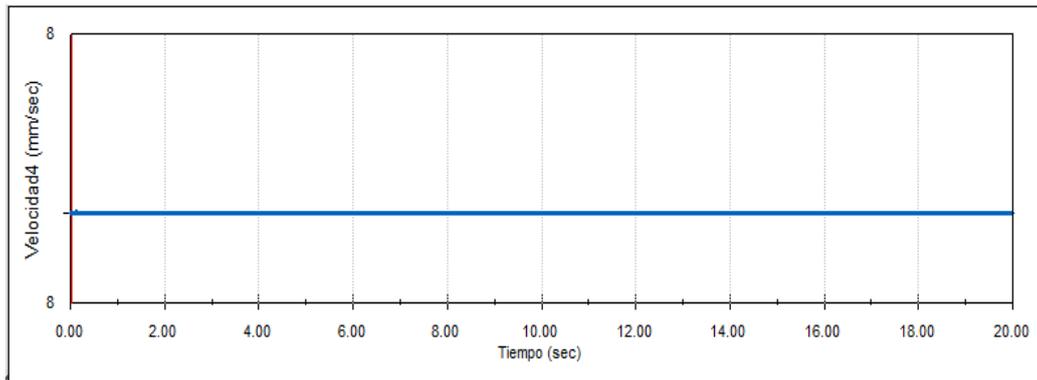


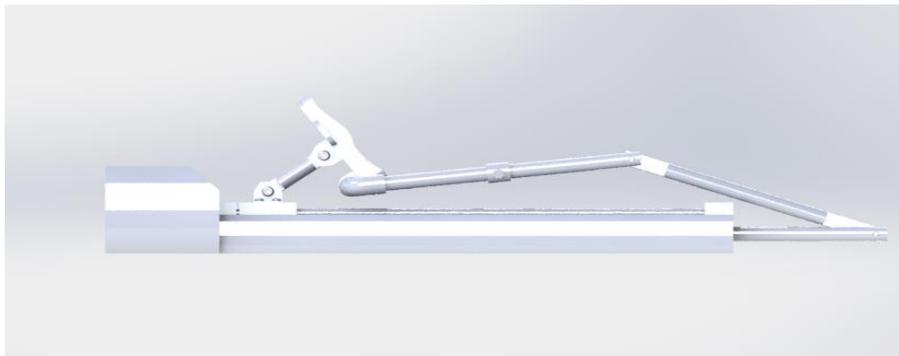
Ilustración 50. Velocidad

Fuente: Propia

En la ilustración de la gráfica de velocidad como se mencione anteriormente para la correcta función del dispositivo y evitarle problemas más graves al usuario en la articulación se utiliza una velocidad constante para una rehabilitación segura y eficaz.

### 5.2.3 ANÁLISIS DE ÁNGULOS

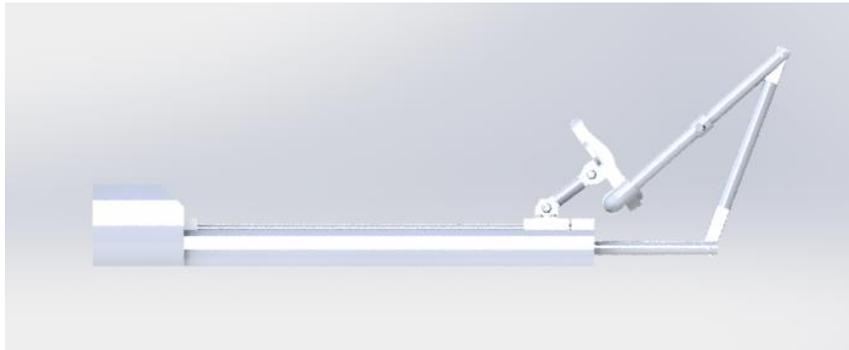
Se realizo un análisis de los ángulos que pueden lograr el dispositivo mediante el software SolidWorks dando nos conocer lo ángulos en la posición inicial dispositivo, intermedia y final logrando obtener el rango el cual puede simular el diseño.



### **Ilustración 51. Posición inicial del dispositivo.**

Fuente: Propia

En la ilustración superior se observa la posición de inicio del dispositivo aquí el dispositivo daría un ángulo a la rodilla de 155 grados. El cual está dentro de los límites de grados que nos pueden brindar la rodilla. Y logrando así una flexión de la misma muy apropiado.



**Ilustración 52. Posición final del dispositivo**

Fuente: Propia

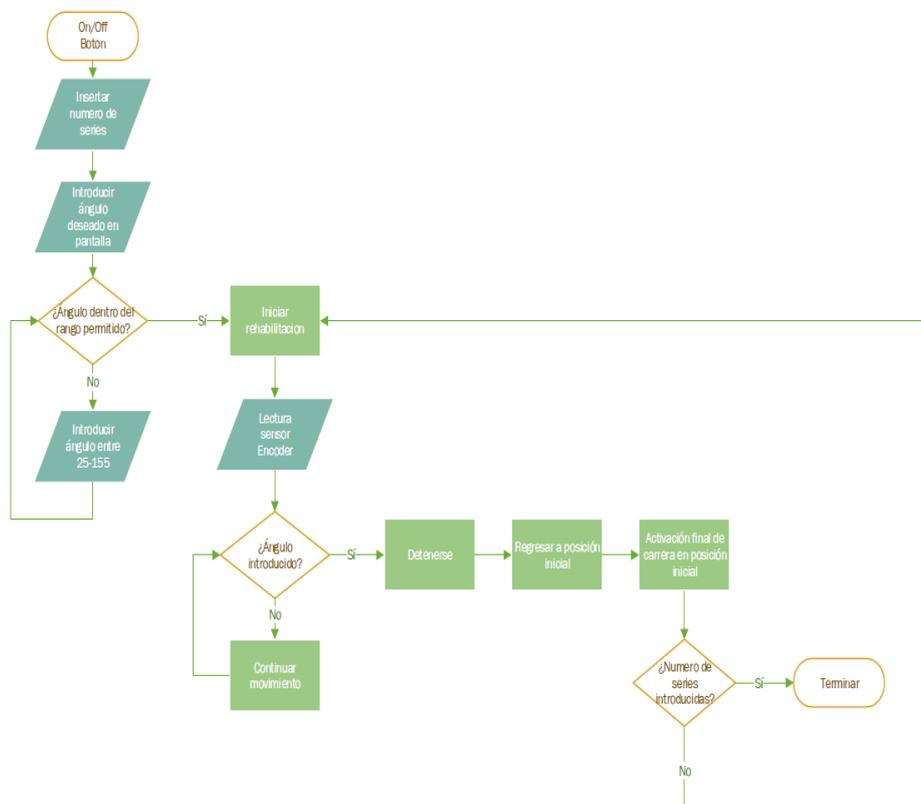
En la ilustración observamos la posición final del dispositivo la cual brinda un ángulo máximo de extensión de 25 grados por lo cual se concluyó que el rango de movimiento del dispositivo va desde los 25 a 155 grados desde su posición final hasta la inicial respectivamente así mismo este rango se encuentra dentro de los límites del rango de movimiento de la rodilla. Lo cual hace posible la simulación del movimiento de la articulación para su rehabilitación.

### **5.3 SISTEMA DE CONTROL Y PROCESAMIENTO**

Para la programación estipulada del dispositivo se diseñó un diagrama flujo la cual se expondrá la lógica que debe llevar el dispositivo para la realización de movimientos y monitoreo de los sensores para su desempeño correcto.

### 5.3.1 PROCESAMIENTO

En la ilustración a continuación se mostrará el diagrama de flujo del procesamiento lógico que deberá llevar a cabo el dispositivo para su funcionamiento.



**Ilustración 53. Diagrama de flujo procesamiento**

Fuente: Propia

Para iniciar con el dispositivo se debe encender su batería que en este caso sería la talentcell la cual trae incorporado un botón de encendido y apagado, luego de ser encendida esta la pantalla táctil iniciará igualmente la cual se deberá introducir los valores de las series o repeticiones que desea el usuario, así como el ángulo necesario. De no ser introducido los ángulos establecidos, la pantalla deberá alertar al usuario que el ángulo introducido no está dentro del rango, al ser corregido el ángulo se iniciará con la rehabilitación donde el sensor encoder nos mostrará en la pantalla su lectura para conocer al momento de llegar al ángulo introducido. Al alcanzar ángulo establecido se detendrá el dispositivo y regresará a la posición inicial la cual al llegar se activará el final de carrera para detener nuevamente el dispositivo y así completar el movimiento de flexo-extensión de la rodilla según la cantidad de series establecidas por el usuario.

### 5.3.2 INTERFAZ DE USUARIO

Para la comprensión del uso del dispositivo se realizó una interfaz en la pantalla táctil de fácil entendimiento para el usuario por el cual este mismo pueda agregar el ángulo que desea que la maquina realice y las repeticiones que desea que este mismo dispositivo realice



**Ilustración 54. Interfaz de Usuario**

Fuente: Propia

En la ilustración anterior contéplanos la interfaz de usuario proyectada en la pantalla donde esta se comprende por un botón de inicio y de paro, así como también se le puede introducir el ángulo que deseamos que la maquina realice siempre y cuando este dentro del rango permitido por la máquina por lo contrario salta una alerta. Igualmente, se le puede agregar la cantidad de repeticiones que queremos que realice la máquina y podremos observar los valores del sensor encoder en pantalla junto con la cantidad de repeticiones que hemos realizado.



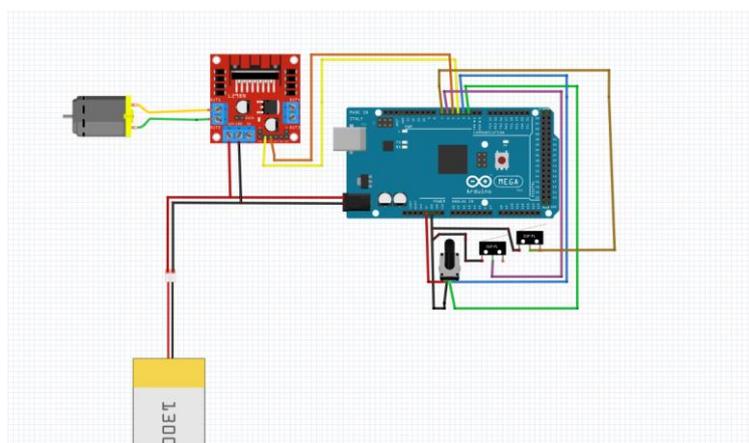
**Ilustración 55. Interfaz de usuario con alerta**

Fuente: Propia

Anteriormente se explicó que el dispositivo tiene un rango permitido de movimiento por el cual si no se introduce ningún ángulo que este dentro de este rango en la pantalla observaremos el signo de alerta junto con una advertencia al igual que la ilustración

### 5.3.3 ESQUEMA DE CONEXIÓN

En este apartado se mostrará el esquema de conexión de los componentes del dispositivo.



**Ilustración 56. Conexión de componentes**

Fuente: Propia

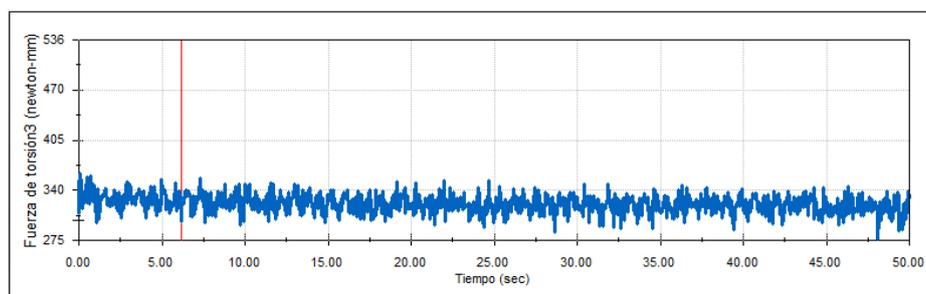
En la ilustración 56, se muestra las conexiones que se realizaron para que los componentes puedan funcionar correctamente. Se conectó el encoder, los sensores de carrera y el driver de puente H en el Arduino mega, de igual manera se conectó el motor al driver del puente H para poder controlar la velocidad y el giro del motor. Y por último se conectó la batería para alimentar al Arduino.

## 5.4 SISTEMA ELÉCTRICO Y DE ALIMENTACIÓN

Se obtuvo teóricamente a través de uso de ecuaciones, el tiempo que necesita la batería para completar su carga y la vida útil que esta presentara al usuario de igual manera mismo se extrajo información acerca del motor cuando sea utilizado en la maquina mediante la simulación en SolidWorks.

### 5.4.1 Motor

El motor utilizado rindió de manera eficaz en el dispositivo de manera que no presento ningún problema en el momento de producir el movimiento rotacional al tornillo de potencia y además de no sufrir de falta de fuerza de torsión completando así todo el recorrido del dispositivo.



**Ilustración 57. Grafica fuerza de torsión motor**

Fuente: Propia

En la ilustración superior observamos la gráfica de fuerza de torsión del motor puesto a prueba en el análisis de movimiento del dispositivo resultando un valor pico de 340 [N-mm] durante un tiempo de 50 segundos en el cual continua así hasta el momento del dispositivo finalice el recorrido.

### **5.4.2 Alimentación**

Se conoció teóricamente la cantidad de tiempo que requerirá la batería para estar cargada completamente y la cantidad de tiempo que podrá ser utilizada tomando en cuenta el consumo de los diferentes componentes en el dispositivo.

El tiempo de carga de la batería se calcula mediante la división de la capacidad de la batería entre la capacidad del cargador. La batería contempla con una capacidad de 38400 mAh y el cargador presenta una capacidad de carga de 6 A. Procediendo con los cálculos se obtuvo que la batería se carga completamente en 6.4 horas esto es debido que la batería contempla con una capacidad elevada de mili amperio-hora.

Para el caso de la cantidad de tiempo de utilización de la batería se utilizó la ecuación #4, la autonomía de la batería la cual conociendo que la batería dispone de 12V y los mAh de 38400 mAh para el motor en cual este consume 3A, el encoder 20mA, atmega 2560 50mA, driver puente H 36mA, la pantalla TFT 50mA y el sensor de final de carrera con 1A se obtiene una corriente de consumo de 4156 mA.

Utilizando la ecuación#4 se obtuvo un valor de autonomía de la batería de 9 horas, pero debido a que la batería contempla con un botón de encendido y apagado esta vida útil puede prolongarse utilizando el dispositivo solo cuando sea requerido.

## **5.5 INDICACIONES DE USO DISPOSITIVO**

Debido a que el dispositivo puede ser utilizado tanto con la asistencia de un fisioterapeuta o también solamente el usuario. Por lo tanto, se decidió crear una secuencia de reglas o indicaciones para el usuario para el uso del dispositivo.

1. Colocar el equipo en un lugar cómodo donde se desee realizar los ejercicios.
2. Encender el equipo y asegurarse que la pantalla se encuentre en 0 series y en su grado inicial (155 grados).
3. Colocar la pierna con la que desee realizar el ejercicio sobre las bandas de seguridad.
4. Asegurarse de que el talón del pie quede bien puesto sobre el reposa pie.
5. Sujetar con las bandas de seguridad la pierna de manera que quede firme.
6. Introducir las series y el ángulo que se deseen en la pantalla.
7. Dar inició mediante el botón inicio en la pantalla.
8. Colocar la pantalla en lugar de fácil y de rápido acceso.
9. En casos de tener alguna contracción muscular pulse el botón de paro.
10. Al terminar la serie de ejercicios apagar el dispositivo.

11. Quitar las bandas de seguridad.
12. Guardar el equipo en un lugar seco y seguro.

Siguiendo estas indicaciones se tendrá un uso correcto del dispositivo.

## 5.6 MANTENIMIENTO DISPOSITIVO

Tomando en cuenta que el dispositivo tiene distintas partes tanto mecánicas como electrónicas a continuación se brindaran en la siguiente tabla una serie de indicaciones para el mantenimiento de componentes mecánicos como el husillo de bolas y las juntas articuladas y electrónicos como batería, procesador, cableado y pantalla.

Tiempo	Descripción	Indicación	Tipo de Mantenimiento
Realizar cada 3 meses según su uso (En caso de uso diario cada 10 días)	Riel de Husillo de Bolas	Aplicar grasa NLG1 o 2 el husillo debe mantenerse con una delgada capa de grasa en todo momento. Puede aplicar grasa al diámetro exterior y llevar la tuerca hacia adelante y hacia atrás para la aplicación correcta de esta grasa. Nunca se debe usar lubricantes secos.	Mecánico
Realizar cada mes	Batería	Antes de realizar mantenimiento debemos recordar de apagar la fuente de alimentación. Se debe limpiar la batería con un paño suave.	Electrónico
Realizar cada semana	Pantalla LCD	Antes de realizar mantenimiento a esta pantalla debemos recordar de apagar la fuente de alimentación que en este caso sería la batería. Esta pantalla se debe limpiar con paño suave tanto sus cubiertas como la misma pantalla. Elimine las marcas de los dedos con un paño húmedo y un detergente nunca debe usar ni disolventes ni abrasivos	Electrónico
Realizar cada 3 meses según su uso (En caso de uso diario cada 10 días)	Juntas Articuladas	Antes de realizar mantenimiento a las juntas debemos recordar de apagar la fuente de alimentación que en este caso sería la batería para evitar el movimiento del dispositivo. A las juntas articuladas del dispositivo se le debe aplicar un lubricante líquido con una viscosidad media en cada una de las juntas. Este lubricante se debe aplicar con delicadeza	Mecánico
Realizar cada 6 meses	Cableado	Se debe verificar que ningún cable está fallando debido a problemas de cables cruzados, mal colocados o cables en mal estado.	Electrónico
Realizar cada mes	Procesador	Antes de realizar el mantenimiento del procesador se debe apagar la fuente de alimentación. Se debe limpiar el procesador con un paño suave con alcohol isopropílico.	Electrónico

**Tabla 19. Mantenimiento del dispositivo**

Fuente: Propia

En la tabla 19 se muestran las indicaciones para el correcto mantenimiento de diferentes componentes del dispositivo, así como el tiempo que se debe realizar cada uno de ellos. Estas indicaciones deben seguirse ya que si se da lo contrario podría provocar un fallo en el funcionamiento del problema resultando en un accidente al usuario o daño al dispositivo.

## 5.7 PRESUPUESTO DE COMPONENTES

En este apartado se expondrá el presupuesto de los componentes que se implementaron para el diseño del dispositivo.

Cantidad	Descripción	Precio Unitario en Dólares	Subtotal
1	Pantalla TFT Lcd	37\$	37\$
1	Encoder Incremental	25\$	25\$
1	ATmega 2560	17\$	17\$
2	TM1701	2.5\$	5\$
1	Motor DC	90\$	90\$
1	Husillo de Bola con riel	260\$	260\$
1	Driver Puente H L298N	15\$	15\$
1	Batería Talentcell	38\$	38\$
Total			487\$

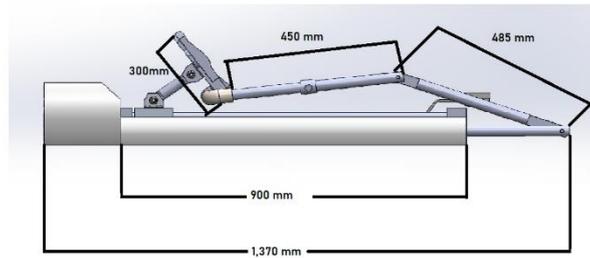
**Tabla 20. Presupuesto de componentes del dispositivo**

Fuente: Propia

En la tabla 18, se muestra la descripción de los componentes, su cantidad el precio unitario en dólares y el subtotal el cual sería el precio unitario multiplicado por la cantidad de componentes dando un total en el presupuesto de 487 dólares americanos.

## 5.8 DISEÑO FINAL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

En este apartado exponemos las dimensiones finales que tiene el dispositivo ya finalizado como se puede observar en la ilustración 58. Donde se detalla las medidas de las partes más relevantes del dispositivo.



**Ilustración 58. Medidas del dispositivo final**

Fuente: Propia

El diseño finalizado del dispositivo de rehabilitación de rodilla se puede contemplar en la ilustración 59. Se puede observar el dispositivo con todos los componentes acoplados correctamente permitiendo realizar los movimientos para la rehabilitación.



**Ilustración 59. Diseño final del dispositivo de rehabilitación**

Fuente: Propia

En el dispositivo se utilizó como material el aluminio 6061 disponiendo así de un dispositivo liviano y resistente a las cargas del usuario. El diseño final tiene un rango de movimiento de 25 grados a 155 grados desde su posición final a la inicial respectivamente permitiendo a la articulación de la rodilla recuperarse.

## VI. CONCLUSIONES

Una vez se finalizó con la presente investigación se concluyó lo siguiente:

1. Se diseñó un dispositivo de movimiento pasivo continuos comprendido por diversos sistemas como de control y electrónico el cual brindara en conjunto el movimiento de un mecanismo capaz de realizar simulaciones del rango del movimiento de la rodilla para la asistencia en una terapia física.
2. Se diseñó el dispositivo tomando en cuenta las dimensiones dada por la antropometría de la rodilla para diseñar un dispositivo que pueda ser utilizado por usuarios con diferentes estaturas.
3. Se seleccionó el aluminio 6061 como material para la implementación de la estructura del dispositivo, debido a que este es capaz de soportar la carga deseada además de proporcionar una masa menor en las piezas haciendo el dispositivo más liviano.
4. Se demostró el rango de movimiento que puede realizar el dispositivo desde su posición inicial hasta su posición final, este rango estaría entre 25 grados en su posición final y 155 grados en su posición inicial permitiendo a la rodilla realizar un flexo extensión adecuada.
5. Se cálculo la autonomía de la batería la cual demuestra que el dispositivo puede mantenerse en funcionamiento por 9 horas seguidas así mismo esta batería posee un botón de encendido y apagado para poder ahorrar este consumo y prolongar las horas.

## **VII. RECOMENDACIONES**

Antes de finalizar, se sugieren algunas recomendaciones en base a los resultados y las conclusiones que se llegó luego del presente estudio:

1. Realizar un prototipo de rehabilitación por movimiento pasivo continuo para conocer la eficiencia en las fases de rehabilitación de la rodilla.
2. Realizar pruebas dinámicas a un futuro prototipo.
3. Añadir al dispositivo un mecanismo para fácil transportación.
4. Añadir un sistema criogénico adicional para la rehabilitación reduciendo el dolor o hinchazón debido al movimiento que se realiza con el dispositivo en la articulación lesionada.

## VIII. BIBLIOGRAFÍA

- Agost, M. J., & Vergara, M. (2015). *Antropometria aplicada al diseno de producto*. Universitat Jaume I. Servei de Comunicacio i Publicacions. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/42367>
- Barragan Gomez, A. L., & Nunez Trejo, H. (2015). *Introduccion a la fisica*. Grupo Editorial Patria. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/39447>
- Bunt, C. W., Jonas, C. E., & Chang, J. G. (2018). *Knee Pain in Adults and Adolescents: The Initial Evaluation*. 98(9), 10.
- Calcular la Autonomía de una Batería | Coelectrix.com. (2019, octubre 20). *Coelectrix*. <https://coelectrix.com/calcular-la-autonomia-de-una-bateria>
- Corona Ramirez, L. G., & Abarca Jimenez, G. S. (2019). *Sensores y actuadores: Aplicaciones con Arduino (2a. Ed.)*. Grupo Editorial Patria. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/121284>
- Dahab, K. S., Mayer, S. W., Nagle, K. B., & Vidal, A. (2020). Medicina del deporte. En W. W. Hay Jr., M. J. Levin, M. J. Abzug, & M. Bunik (Eds.), *Diagnóstico y tratamiento pediátricos, 25e* (Vol. 1-Book, Section). McGraw-Hill Education. [accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1176605766](https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1176605766)
- Dolor de rodilla—Síntomas y causas—Mayo Clinic*. (s. f.). Recuperado 30 de enero de 2021, de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/knee-pain/symptoms-causes/syc-20350849>
- Driver Puente H L298N 2A*. (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú. Recuperado 18 de febrero de 2021, de <https://www.naylampmechatronics.com/drivers/11-driver-puente-h-l298n.html>
- Ebraheim, N. A., Thomas, B. J., Fu, F. H., Muller, B., Vyas, D., Niesen, M., Pribaz, J., & Draenert, K. (2020). Cirugía ortopédica. En F. C. Brunnicardi, D. K. Andersen, T. R. Billiar, D. L. Dunn, L. S. Kao, J. G. Hunter, J. B. Matthews, & R. E. Pollock (Eds.), *Schwartz. Principios de Cirugía, 11e* (Vol. 1-Book, Section). McGraw-Hill Education. [accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1177550587](https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1177550587)
- Houglum, P. A., Bertoti, D., & Brunnstrom, S. (2012). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (6th ed). F.A. Davis.

- Issa, A., Aqel, M. O. A., Ghaben, S., Abu Asad, A., Eldahdooh, K., Alastal, S., & Bratanov, D. (2019). Build and Control of a Continuous Passive Motion Device using Mobile Application and Arduino. *2019 International Conference on Promising Electronic Technologies (ICPET)*, 22-27. <https://doi.org/10.1109/ICPET.2019.00012>
- Kinetec, K. (2020). *Kinetec*. <https://pdf.medicaexpo.es/pdf/kinetec/catalogo-general-kinetec-espanol/103834-184038.html#open>
- Lopez Rodriguez, R. (2010). *Mecanica*. Editorial Tebar Flores. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/51954>
- Lumbano, J. (2012, noviembre 20). Peso de distintas partes del cuerpo. *SaludyAlgomas.Com - Tu Conexión a Una Vida Saludable*. <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>
- Marieb, E. N. (2012). *Anatomía y fisiología humana*. Pearson Addison Wesley.
- Martini, F. H., & Bueno del Romo, N. (2004). *Atlas de anatomía*. Addison-Wesley Iberoamericana España.
- Moreno Pascual, C., Rodríguez Pérez, V., & Seco Calvo, J. (2008). Epidemiología de las lesiones deportivas. *Fisioterapia*, 30(1), 40-48. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(08\)72954-7](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(08)72954-7)
- Panesso Natera, M. C., Panesso Natera, M. C., & A. Tolosa-Guzman, I. (2018). *Biomecanica de la rodilla para fisioterapeutas*. Editorial Universidad del Rosario. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/70715>
- Rattarojpan, J., & Umchid, S. (2012). Design and development of touch screen based Continuous Passive Motion device for knee rehabilitation. *The 4th 2011 Biomedical Engineering International Conference*, 237-241. <https://doi.org/10.1109/BMEiCon.2012.6172060>
- Rodriguez Vidal, C. (2015). *Diseno mecanico con SolidWorks 2015*. RA-MA Editorial. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/106488>
- Valdivia, C. H. G., Ortega, A. B., & Salazar, M. A. O. (2013). *Entendiendo la Mecatrónica en la Rehabilitación*. 6.
- Valls Pérez, O. (2003). *Ecografía del aparato locomotor*. Editorial Ciencias Médicas.