

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA:

**“ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE
RODILLA BASADA EN EL MOVIMIENTO RELATIVO
ENTRE EL FÉMUR Y LA TIBIA”**

AUTOR: Nelson Valentín Arévalo Palacios

DIRECTOR: Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre, MSc.

Ibarra – noviembre - 2023



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO		
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1004756233	
APELLIDOS Y NOMBRES:	Arévalo Palacios Nelson Valentín	
DIRECCIÓN:	Atuntaqui, calle Celiano Aguinaga y García Moreno	
EMAIL:	nvarevalop@utn.edu.ec	
TELÉFONO FIJO:	NA	TELÉFONO MÓVIL: 0968779349

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Órtesis activa para rehabilitación de rodilla basada en el movimiento relativo entre el fémur y la tibia.
AUTOR (ES):	Arévalo Palacios Nelson Valentín
FECHA: DD/MM/AAAA	27/11/2023
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en mecatrónica.
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre, MSc.

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 27 días del mes de noviembre del 2023.

EL AUTOR:

(Firma) 

Nombre: Nelson Valentín Arévalo Palacios

**CERTIFICACIÓN DIRECTOR DEL TRABAJO DE
INTEGRACIÓN CURRICULAR**

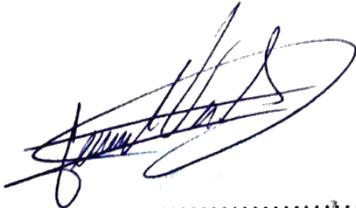
Ibarra, 27 de noviembre de 2023

Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre, MSc.

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

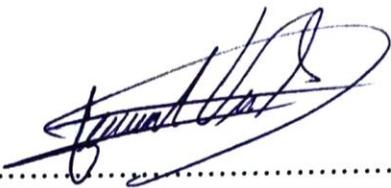
Haber revisado el presente informe final del trabajo de titulación, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Unidad Académica de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.


(f)

Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre, MSc.
C.C.: 1003188669

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Tribunal Examinador del trabajo de titulación “**ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA BASADA EN EL MOVIMIENTO RELATIVO ENTRE EL FÉMUR Y LA TIBIA**” elaborado por Arévalo Palacios Nelson Valentín, previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica, aprueba el presente informe de investigación de la Universidad Técnica del Norte:

(f).....

Ing. Fernando Vinicio Valencia Aguirre, MSc.

(f).....

Ing. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD.

DEDICATORIA

El presente trabajo dedico a mi madre Luz, quien siempre me estuvo inspirando en este viaje universitario.

A mis hermanos Karina, Andrés y Christopher, los cuales fueron y son mi apoyo en todo momento incondicionalmente.

A mi padre Valentín y el resto de mi familia que nunca dudaron de mi y me entregaron su entera confianza. Todo fue posible por el esfuerzo realizado cada día y finalmente pudimos subir un peldaño más en dicha carrera de vida.

Nelson Arévalo

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios que siempre está primero y sin su bendición se que nada de esto sería posible, a mi familia por su eterno apoyo moral, comprensión y fuerza para despertarme cada mañana en busca de mis objetivos.

Además, como no mencionar a mi grupo de amigos que estuvieron compartiendo conmigo cada experiencia, trabajos y desvelos, mostrando siempre lealtad en nuestro trayecto como compañeros.

A mi director Fernando Valencia, por su paciencia, ayuda y enseñanza en el desarrollo del presente trabajo.

A mi asesor Marco Ciaccia, por su tiempo y consejos que me hicieron mejorar, así como solventar mis dudas.

A la Universidad Técnica del Norte, que por 4 años se convirtió en mi segundo hogar, que me abrió sus puertas y permitió que sea un profesional.

A todos mis docentes, quienes fueron los responsables de mi formación, inculcándonos siempre el respeto y honestidad.

Nelson Arévalo

Resumen

En el presente trabajo de investigación, se muestra el diseño y construcción de una órtesis activa, destinada a la rehabilitación de rodilla en el tratamiento de una lesión causada por la ruptura del ligamento cruzado anterior en la pierna izquierda de una joven de 24 años, para ello se realizó un estudio antropométrico con ayuda de la fotogrametría de las medidas de la paciente en cuanto al miembro inferior afectado, así como las características del mismo, permitiendo recibir una mejoría y control de movilidad con ayuda de un dispositivo que sea capaz de acoplarse a las dimensiones de la pierna. En cuanto a la construcción de lo mencionado anteriormente, se realizó por medio de algunos procesos de fabricación con el propósito de reducir costos, los cuales fueron: Impresión 3D, corte por plasma y fresado, cabe recalcar que el dispositivo es mecánico de tipo monodinámico que proporciona movimiento de flexión y extensión progresiva en un rango de 15°, limitando el esfuerzo permitido en el proceso de rehabilitación y caminata normal. Tras el uso de la órtesis se pudo observar una notable mejoría en el tratamiento y regeneración articular del miembro inferior de la paciente, mostrando la efectividad del dispositivo y así convirtiéndose en una gran alternativa de solución a bajo costo para este tipo de lesiones.

Palabras clave: Órtesis activa, Fotogrametría, Rehabilitación.

Abstract

In the present research work, the design and construction of an active orthosis is shown, intended for the rehabilitation of the knee in the treatment of an injury caused by the rupture of the anterior cruciate ligament in the left leg of a 24-year-old girl, for this, an anthropometric was carried out with the help of photogrammetry of the measurements of the affected patient in terms of the lower limb, as well as its characteristics, achieving an improvement and mobility control with the help of a device that is capable of coupling to the dimensions. of the leg.

Regarding the construction of the aforementioned, it was carried out through some manufacturing processes with the purpose of reducing costs, which were: 3D printing, plasma cutting and milling, it should be noted that the device is a mechanical monodynamic type that provides progressive flexion and extension movement in a range of 15°, limiting the effort allowed in the rehabilitation process and normal walking. After the use of the orthosis, a notable improvement could be observed in the treatment and joint regeneration of the patient's lower limb, showing the effectiveness of the device and thus becoming a great alternative low-cost solution for this type of injury.

Keywords: Active orthosis, Photogrammetry, Rehabilitation.

ÍNDICE DE CONTENIDO

<i>Resumen</i>	2
<i>Abstract</i>	7
INTRODUCCIÓN	16
<i>Tema:</i>	16
<i>Problema:</i>	16
<i>Objetivos</i>	17
• <i>Objetivo General</i>	17
• <i>Objetivos Específicos</i>	17
ALCANCE	17
CAPÍTULO I	18
MARCO REFERENCIAL	18
1.1 ANTECEDENTES	18
1.1.1 <i>Resumen de Antecedentes</i>	22
1.2 MARCO TEÓRICO	23
1.2.1 <i>Anatomía del miembro inferior</i>	23
1.2.2 <i>Fisiología de la rodilla</i>	28
1.2.3 <i>Biomecánica de la rodilla</i>	32
1.2.4 <i>Lesiones y anomalías de la articulación de rodilla</i>	42
1.2.5 <i>Órtesis Activa</i>	47

1.2.6	<i>Impresión 3D y procesos de fabricación</i>	48
1.2.7	<i>Corte por plasma CNC</i>	48
<i>CAPÍTULO II: MARCO METODOLÓGICO</i>		49
2.1	<i>Enfoque de la Investigación:</i>	49
2.2	<i>Diseño de la investigación</i>	50
<i>CAPÍTULO III</i>		53
<i>ANÁLISIS DE RESULTADOS</i>		53
3.1	<i>Requerimientos y Restricciones</i>	53
3.2	<i>Moldeo</i>	62
3.3	<i>Diseño de Sistema</i>	68
3.3.1	<i>Diseño de Férulas con medidas antropométricas</i>	69
3.3.2	<i>Descripción de alternativa de solución</i>	71
3.3.3	<i>Especificaciones de solución</i>	72
3.4	<i>Cálculo de esfuerzos</i>	76
3.4.2	<i>Cálculo de Esfuerzos</i>	85
3.5	<i>Análisis estático</i>	89
3.6	<i>Construcción de órtesis</i>	99
3.7	<i>Pruebas y Resultados</i>	102
3.7.1	<i>Prototipo</i>	
1	102
3.7.2	<i>Prototipo 2</i>	105

3.7.3 Prototipo 3.....	106
CAPÍTULO IV.....	113
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	113
4.1 Conclusiones.....	113
4.2 Recomendaciones.....	114
REFERENCIAS.....	116

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. 1 Componentes articulares del fémur [16].	25
Figura 1. 2 Componentes articulares de rodilla [16]......	26
Figura 1. 3 Tibia en visión anterior y posterior [15].	28
Figura 1. 4 Epífisis proximal y distal [22]......	30
Figura 1. 5 Vista de Músculos flexores y extensores [25].	31
Figura 1. 6 Planos y ejes de movimiento del cuerpo [27].	33
Figura 1. 7 Ejes de movimiento de rodilla [27]......	34
Figura 1. 8 Flexión y Extensión, A) Posición de referencia, B) Flexión Activa, C) Flexión Pasiva [27]......	36
Figura 1. 9 Giro de articulación [27].	38
Figura 1. 10 Diagrama de cuerpo libre de articulación de rodilla [5]......	39
Figura 1. 11 Líneas de aplicación de fuerzas coplanares [5].	40
Figura 1. 12 Triángulo de fuerzas de rodilla [5]......	40
Figura 1. 13 Formas de escotadura y relación de alto ancho; a) Ancho de escotadura, b) Postura lateral derecha, c) Postura frontal, d) Postura lateral izquierda [30]......	43

Figura 1. 14 Tipos de rupturas del ligamento cruzado anterior [30].	44
Figura 2. 1 Diagrama de Flujo de actividades.	50
Figura 3. 1 Ossur CTi [39].	56
Figura 3. 2 DonJoy Armour FourcePoint [40].	57
Figura 3. 3 Mueller hinged wraparound [41].	58
Figura 3. 4 Fotogrametría y Moldeo 3D.	62
Figura 3. 5 Mallado de miembro inferior en vista isométrica.	63
Figura 3. 6 Vistas de mallado en superficies previo a construcción de órtesis; a) Vista interna, b) Vista frontal, c) Vista externa.	64
Figura 3. 7 Comparación de distancias desde cóndilo lateral exterior, hasta muslo.	64
Figura 3. 8 Aro de medición con relación a 10mm de cóndilo exterior de pierna izquierda.	65
Figura 3. 9 Comparación de medidas zona 1; a) fotogrametría (227mm), b) real (220mm).	66
Figura 3. 10 Aro de medición con relación a 100mm del centro de la rodilla de la pierna izquierda.	67
Figura 3. 11 Comparación de medidas zona 2; a) Fotogrametría (465mm), b) Real (468mm).	67
Figura 3. 12 Recubrimiento de mallado en 4 vistas; a) Posterior, b) Interno, c) Anterior, d) Externo.	69
Figura 3. 13 Recorte de material en base a diseño de órtesis; a) Recorte posterior, b) Recorte anterior.	70
Figura 3. 14 Dimensiones de referencia para construcción de barras articulares; a) Férula femoral, b) Férula tibial, c) Distancia de centro de férulas hasta rodilla.	70
Figura 3. 15 Vista explosionada de propuesta de solución.	71

Figura 3. 16 a) Barra femoral, b) Barra tibial.	74
Figura 3. 17 Goniómetros; a) Goniómetro izquierdo, b) Goniómetro derecho.	75
Figura 3. 18 Diagrama de bosquejo; a) Caminata 180°, b) Caminata 135°, c) Caminata 90°.	76
Figura 3. 19 Ubicación de eslabones derechos en mallado para análisis de esfuerzos.	78
Figura 3. 20 Diagrama de cuerpo libre (DCL) eslabón inferior.	79
Figura 3. 21 Diagrama de pieza inferior con reacción.	80
Figura 3. 22 Diagrama de corte y momento, eslabón inferior; a) Diagrama de cuerpo libre (DCL), b) Diagrama de corte, c) Momento máximo.	80
Figura 3. 23 Diagrama de cuerpo libre en sujeción de eslabones.	81
Figura 3. 24 Diagrama de cuerpo libre eslabón superior.	83
Figura 3. 25 Diagrama de corte y momento, eslabón superior; a) DGL, b) Diagrama de corte y momento, c) Momento máximo.	84
Figura 3. 26 Sección transversal de eslabón superior.	86
Figura 3. 27 altura de zona crítica.	88
Figura 3. 28 Distribución de fuerzas y carga en barra tibial; (a) Geometría fija, (b) Fuerza lateral, (c) Fuerza en ajuste.	89
Figura 3. 29 Diseño de mallado fino.	90
Figura 3. 30 Esfuerzo máximo en mallado de barra inferior.	90
Figura 3. 31 Factor de seguridad en mallado de barra inferior.	91
Figura 3. 32 Gráfica de convergencia barra inferior.	92
Figura 3. 33 Mallado en goniómetro y distribución de cargas.	93
Figura 3. 34 Esfuerzo máximo en mallado de goniómetro.	94
Figura 3. 35 Factor de seguridad en mallado de goniómetro.	94
Figura 3. 36 Convergencia de Goniómetro.	95

<i>Figura 3. 37</i> Mallado en barra superior y distribución de cargas.	96
<i>Figura 3. 38</i> Esfuerzo máximo en mallado de barra superior.	97
<i>Figura 3. 39</i> Factor de seguridad en mallado de Barra Inferior.	97
<i>Figura 3. 40</i> Convergencia de Barra Superior.	98
<i>Figura 3. 41</i> Corte por plasma de relieve de goniómetro, 10ga de espesor, 190 ipm de velocidad, 3mm de espesor.	100
<i>Figura 3. 42</i> Ensamble de piezas impresas en 3D.	100
<i>Figura 3. 43</i> Confeccionado de cuerdas de ajuste y sujeción, máquina industrial SIRUBA recta L918 cocida con hilo negro normal a 0.6mm de diámetro.	101
<i>Figura 3. 44</i> Recubrimiento de férulas con neopreno de 2mm.	102
<i>Figura 3. 45</i> Primer prototipo de órtesis de rodilla.	102
<i>Figura 3. 46</i> Ruptura en zona crítica.	103
<i>Figura 3. 47</i> Diseño de goniómetro en acrílico.	104
<i>Figura 3. 48</i> Funcionamiento del primer prototipo.	104
<i>Figura 3. 49</i> Segundo prototipo.	105
<i>Figura 3. 50</i> Colocación de segundo prototipo en el sujeto.	105
<i>Figura 3. 51</i> Tercer prototipo implementado en pierna izquierda del sujeto.	106
<i>Figura 3. 52</i> Pasadores de gradualidad 15 grados.	107
<i>Figura 3. 53</i> Pruebas de funcionamiento.	108
<i>Figura 3. 54</i> Pruebas en sujeto 1.	109
<i>Figura 3. 55</i> Pruebas en sujeto 2.	109
<i>Figura 3. 56</i> Caminata sujeto 1; a) Flexión 75°, b) Extensión 180°.	110
<i>Figura 3. 57</i> Caminata sujeto 2; a) Flexión 80°, b) Extensión 180°.	111
<i>Figura 3. 58</i> Caminata sujeto 3; a) Flexión 90°, b) Extensión 180°.	111

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 3. 1 Análisis y comparación de órtesis de rodilla [36]–[38].</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 3. 2 Determinación de los principales criterios. [36]–[38].</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 3. 3 Análisis de propuestas según el criterio “Precio”.</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 3. 4 Análisis de propuestas según el criterio “Ergonomía”.</i>	<i>61</i>
<i>Tabla 3. 5 Análisis de propuestas según el criterio “Materiales Cómodos y Seguros”.</i>	<i>61</i>
<i>Tabla 3. 6 Análisis de propuestas según el criterio “Peso”.</i>	<i>61</i>
<i>Tabla 3. 7 Descripción de los elementos que conforman la propuesta de solución.</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 3. 8 Elementos de ecuación para determinar los GDL.</i>	<i>77</i>
<i>Tabla 3. 9 Factor de Confiabilidad para material seleccionado [44].</i>	<i>86</i>
<i>Tabla 3. 10 Factor de tamaño de material[44].</i>	<i>87</i>
<i>Tabla 3. 11 Ficha Técnica de Material PLA reforzado con Fibra de Carbono [45].</i>	<i>89</i>
<i>Tabla 3. 12 Datos de elementos y esfuerzo máximo de Barra Tibial.</i>	<i>92</i>
<i>Tabla 3. 13 Ficha Técnica de Material AISI 4340 reforzado con Fibra de Carbono [45].</i>	<i>93</i>
<i>Tabla 3. 14 Datos de elementos y esfuerzo máximo de goniómetro.</i>	<i>95</i>
<i>Tabla 3. 15 Datos de elementos y esfuerzo máximo de barra superior.</i>	<i>98</i>
<i>Tabla 3. 16 Resultados en pruebas de pacientes.</i>	<i>109</i>

INTRODUCCIÓN

Tema:

“Órtesis activa para rehabilitación de rodilla basada en el movimiento relativo entre el fémur y la tibia”.

Problema:

Los entrenamientos, y otras actividades a las que varias personas se someten, implican un verdadero esfuerzo hacia las articulaciones, lo que puede llegar a lesionar dichas partes, en esta ocasión sí pondrá atención hacia las lesiones de rodilla, ya que pueden llegar a ser las más frecuentes. Dentro de una rodilla existen muchas otras estructuras pueden llegar a lesionarse como: el fémur, la rótula, la tibia, ligamento cruzado anterior, el menisco en el cartílago, recibida aquí ahora ante los entrenamientos las piernas y articulaciones se involucran algún trabajo pesado, haciendo que los tejidos blandos, como los ligamentos o tendones se maltraten, y sí el trauma causado es aún superior se podría llegar a tener daño hasta en los huesos de la rodilla [1].

La rodilla es una articulación muy importante dentro del cuerpo humano, ya que, con ayuda de sus funciones es posible ejecutar múltiples actividades, Debido a sus principales funciones de flexión y extensión. La tibia es el segundo hueso más grande del cuerpo humano, después del fémur, y al estar enlazados mediante la rodilla resulta esencial conocer la relación que hay entre ambas partes, tomando en cuenta que dependen de la rodilla para su correcta mutua movilidad. En general dificultad para recuperar la movilidad total del miembro inferior tiene un impacto tan profundo, donde muestras que 9 de cada 10 pacientes, solo 3 logran una recuperación satisfactoria de sus piernas, cabe recalcar que la relación entre el fémur y la tibia depende de un correcto funcionamiento de la rodilla, pues si ésta tiende a fallar, la relación entre ambos no será proporcional [2].

Con lo mencionado anteriormente, se va a diseñar y construir un prototipo a bajo costo y el uso de materiales disponibles a nivel nacional, basado en las medidas personales un sujeto que es deportista en estado activo, contribuyendo a la recuperación y mejoramiento de la calidad de vida.

Objetivos

- **Objetivo General**

- Desarrollar un prototipo de órtesis para rehabilitación activa de rodilla basada en el movimiento relativo entre el fémur y la tibia.

- **Objetivos Específicos**

- Determinar los principales parámetros del prototipo para su diseño.
- Diseñar un prototipo funcional de rehabilitación activa de rodilla tomando en cuenta los requerimientos propuestos para su construcción.
- Construir un prototipo, basado en un paciente específico.
- Validar el dispositivo, realizando pruebas de funcionamiento en el paciente seleccionado.

ALCANCE

Mediante el planteamiento del problema, se propone la meta de satisfacer las necesidades de las personas en la provincia de Imbabura, afectadas por lesión en el miembro inferior, en éste caso se va a desarrollar una órtesis a bajo costo, acoplado un diseño con medidas personalizadas en un sujeto seleccionado, inicialmente un deportista activo que haya sufrido una lesión de rodilla, siguiendo el respectivo estudio biomecánico y uso de programas de diseño basados en la ingeniería, con el propósito de cumplir las diferentes fases y análisis estructural, proponiendo una geometría y uso de materiales capaces de soportar cargas introducidas por el usuario al dispositivo de rehabilitación, validando o comprobando su eficiencia a través de pruebas de funcionamiento en el sujeto.

CAPÍTULO I

MARCO REFERENCIAL

El presente capítulo, tiene como propósito identificar los aspectos más relevantes en el desarrollo del proyecto de investigación, mostrando en orden la información necesaria para la ejecución, diseño y construcción de este.

1.1 ANTECEDENTES

En el artículo de difusión acerca de la fisiología de la rótula a cargo de Pedro Artero Orta, analiza los factores de riesgo asociados a la disfunción de la rótula en bailarines profesionales, destacando la correcta colocación y ergonomía de esta, además del trabajo específico que se debe realizar en los músculos para prevenir ciertos tipos de lesiones. El documento proporciona una bibliografía especializada en anatomía, biomecánica y posibles daños en el miembro inferior, destacando la importancia del fortalecimiento de un vasto para neutralizar el riesgo de luxación externa de la rótula, para finalizar el estudio puede ayudar a futuras revisiones en el área de terapia física deportiva, así como tratamientos, dispositivos de recuperación y programas de entrenamiento [3].

La órtesis denominada *DONJOY* es un dispositivo ortopédico que se ha diseñado para ayudar a prevenir lesiones y a la vez proporcionando apoyo en la recuperación de daños en la rodilla, tomando en cuenta su principal función que es la de reducir el dolor y la incomodidad asociados con lesiones en la rodilla. Para evaluar la efectividad de la órtesis, se llevó a cabo un estudio utilizando la metodología cuasiexperimental en un grupo de participantes que usaron la órtesis y un grupo de control que no la utilizó, midiendo varios factores como la reducción del dolor, la mejora de la funcionalidad de la rodilla, así como la tasa de lesiones recurrentes y satisfacción de usuario. Los resultados muestran que el grupo que utilizó la órtesis experimenta una reducción significativa en el dolor y mejora de movilidad en comparación al otro grupo, mostrando la alta satisfacción por parte de los participantes, por lo tanto, la órtesis propuesta

anteriormente demuestra ser efectiva en prevención y recuperación de lesiones en la rodilla proporcionando un estudio sólido para futuras investigaciones en dicho tema [4].

Se plantea el diseño de una órtesis para rehabilitación de rodilla automatizada que ayudará a la recuperación del miembro inferior, tomando en cuenta que el 24% de lesiones que sufren los deportistas son generadas en torno a la rodilla y en ciertos casos solamente se aplica tratamientos de mejora incompletos, sin embargo el uso de un dispositivo o programa de rehabilitación garantiza el éxito de la misma en base a una ejercitación controlada usando una órtesis, ésta corresponde a un dispositivo mecánico que se asemeja a la estructura de la articulación y facilitan la recuperación de la movilidad en el área afectada, en el presente caso se desarrolla una órtesis activa que proporciona señales reales electromiográficas de los músculos de las articulaciones tibiofemoral y femorrotularia, obteniendo un constante monitoreo de la extremidad mientras ayuda en el proceso de rehabilitación encontrando patrones que ayudan a asistir a los médicos en el diagnóstico del estado muscular, mostrando un proceso mejorado de rehabilitación controlada [5].

Se reporta un caso de estudio de un paciente que recibió un seguimiento en el avance y déficit de movimiento en la articulación de codo. Para ello se analizaron los parámetros anatómicos, fisiológicos y antropométricos del paciente. Es importante recalcar que la medición de superficies del brazo se realizó con la ayuda de un software CAD, donde resultó más fácil el procesamiento de la información y moldeo del diseño que se planteó, tomando en cuenta los requerimientos de cumplimiento. Una vez que se concluyó el análisis, se recomienda optar por la fabricación del dispositivo, mostrando efectividad y bajos costos de producción, mediante la tecnología de impresión 3D [6].

La fotogrametría con teléfono en *Prusa3D* es una técnica de medición y mapeo, utiliza fotografías para la creación de modelos 3D de objetos, la técnica consiste en tomar varias

capturas de un objeto desde diferentes ángulos y utilizar software para analizar las imágenes y generar un modelo tridimensional, en el artículo se muestra varios pasos detallados para realizar escaneos en tres dimensiones utilizando esta técnica, que incluyen la selección del objeto, toma de fotografías, carga de imágenes y procesamiento de datos, usado también en la toma de medidas antropométricas de ciertas partes del cuerpo humano, los resultados obtenidos fueron exitosos en el escaneo de herramientas y extremidades de personas, cabe recalcar que el modelo depende de la calidad de imágenes [7].

Según datos obtenidos en el Ecuador, de 193 520 personas registradas con discapacidad física, 9 895 tienen daños patológicos en la rodilla, representando un alto porcentaje de población que necesitan de un rehabilitador de rodilla afirmando que en la primera etapa el paciente no pueda realizar esfuerzos sobre la misma; nace entonces la necesidad de realizar un diseño conceptual de un rehabilitador de rodilla que se integra a base de una geometría sencilla y construido con materiales a bajo costo, en dependencia de los requerimientos planteados. Se propone utilizar una cromática con colores que despiertan y estimulan las ganas de realizar la actividad de rehabilitación cambiando las propuestas regulares por tonos blancos y grises [8].

La falta de consenso en la literatura médica sobre el uso de fijadores externos en el tratamiento de la luxación de rodilla, ha generado diferentes opiniones en los médicos y especialistas en traumatología acerca de cuándo y en qué casos es apropiado utilizar fijadores externos en lugar de otros métodos de estabilización, el propósito de éste documento es revisar la norma existente del uso de fijadores externos en la luxación aguda de rodilla, proporcionando recomendaciones basadas en su uso y situaciones específicas. Con ayuda de una revisión sistemática se evidencia que los autores buscaron y evaluaron de manera crítica cada estudio relevante publicado en los últimos años, dando a conocer que el uso de fijadores es apropiado en ciertos escenarios clínicos como lesiones múltiples [9].

La reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las cirugías más comunes en la ortopedia deportiva, sin embargo, la colocación incorrecta del injerto puede tener un efecto adverso en la incorporación de este y la función de la rodilla. Por lo tanto, es indispensable conocer la anatomía del LCA y a forma de corroborar la adecuada colocación mediante el túnel femoral y túnel tibial. En este sentido, la presente revisión bibliográfica ofrece una actualización de los temas más importantes que abarca este tipo de lesiones, brindando información valiosa para los especialistas en medicina deportiva, cirujanos y fisioterapeutas [10].

En el estudio de formas de rehabilitación o medios externos para cuidado y mejora del miembro inferior, se halla un análisis de las problemáticas más comunes en la provisión de prótesis y órtesis, por lo que se busca analizar lo mencionado anteriormente, tomando en cuenta los circuitos involucrados en la actividad. El estudio realizado se basa en una revisión bibliográfica, así como la experiencia de la autora en dicha actividad. Finalmente se da a conocer que existen diversas problemáticas en la provisión de prótesis y órtesis, tales como la falta de cobertura por parte de las obras sociales y prepagas, limitación en la elección de marcas y modelos y falta de acceso a materiales especiales [11].

En los Principios básicos de rehabilitación y órtesis se menciona los aspectos fundamentales del uso de órtesis en el tratamiento de lesiones musculoesqueléticas. Se presenta una revisión bibliográfica acerca de las investigaciones y estudios relacionados con la rehabilitación en bases de datos especializadas como PubMed y revisión de documentos más relevantes. Los autores presentan los principios fundamentales del tratamiento, que incluyen la evaluación y diagnóstico de la lesión, planificación de la rehabilitación, implementación de ejercicios terapéuticos y técnicas de fisioterapia, mostrando la eficacia del tratamiento. Los resultados de la investigación indica que el uso de órtesis es una técnica efectiva en el cuidado

de daño provocados por lesiones musculoesquelética, mejorando la calidad de vida de los pacientes en su recuperación [12].

1.1.1 Resumen de Antecedentes

En los antecedentes proporcionados, se abordan varios aspectos que se relacionan con la fisiología, prevención y rehabilitación de lesiones en el miembro inferior, órtesis y otros dispositivos ortopédicos, en [3] Se destaca un estudio acerca de la disfunción de la rótula en bailarines profesionales, analizando los diferentes factores de riesgo y se enfatiza la importancia de una buena colocación y economía de la rótula, así como el fortalecimiento muscular en zonas específicas para la prevención de lesiones.

Para la rehabilitación de rodilla, [5] propone el diseño de una órtesis automatizada que se basa en la toma de datos de señales electromiográficas de los músculos, facilitando la recuperación y monitoreo constante en todo el proceso de rehabilitación. En cuanto a las técnicas de medición y mapeo, [6] hace uso de la fotogrametría 3D con el teléfono en un software libre específico, lo que permite la creación de diferentes modelos tridimensionales y mediciones antropométricas de partes del cuerpo humano. Por otro lado, [8] menciona la necesidad de diseñar un rehabilitador para personas con discapacidad física en Ecuador mediante un modelo conceptual a bajo costo, de igual manera se aborda a falta del consenso en el uso de fijadores externos para el tratamiento de luxación de rodilla, proporcionando recomendaciones que se basan en la revisión sistemática de los estudios más importantes. Finalmente, [12] destaca la importancia de la correcta colocación de injerto en la reparación del ligamento cruzado anterior, ofreciendo una actualización acerca de las lesiones en este ligamento.

Para culminar, los antecedentes abarcan muchos aspectos relacionados con fisiología, prevención y rehabilitaciones del miembro inferior, mediante el uso de un factor externo.

1.2 MARCO TEÓRICO

Es importante conocer los conceptos de las partes del cuerpo que intervienen en el proceso de desarrollo de la órtesis, así como los procesos de fabricación que se llevan a cabo para la construcción, ya sea por partes o en conjunto de manera que pueda garantizar el funcionamiento y resistencia tomando en cuenta un factor de seguridad que muestre calidad en el dispositivo.

1.2.1 Anatomía del miembro inferior

Se presentan las generalidades con respecto al miembro inferior, mostrando los principales componentes que actúan en la caminata normal de las personas, con el propósito de determinar los aspectos físicos a tomar en cuenta para el diseño de una órtesis de rodilla.

1.2.1.1 Fémur

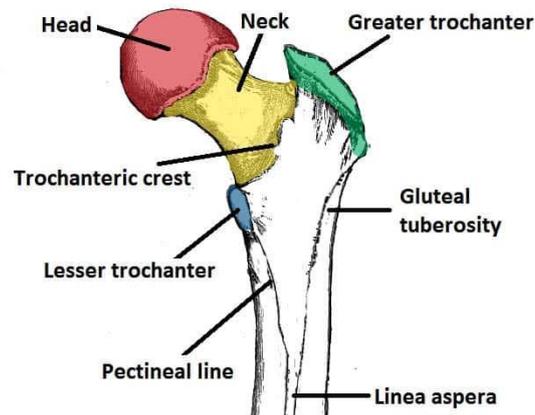
Es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, está compuesto por dos extremidades una superior o proximal, la misma que es una cabeza articular redondeada que sobresale medialmente desde un cuello corto, también la extremidad inferior o distal que se caracteriza por ser ampliamente abultada, produciendo buena superficie de soporte en la transmisión del cuerpo hacia el extremo superior de la tibia, el fémur posee una forma casi cilíndrica, con una convexidad hacia adelante con tres caras y tres bordes que son: anterior, posterior y medial. En la parte baja de la extremidad inferior, se hallan dos formaciones de gran tamaño, ubicadas en forma medial y lateral denominadas cóndilos, mismas que entran en contacto con la tibia, transfiriendo la fuerza del cuerpo del fémur hasta extremidad inferior. En lo posterior, los cóndilos se separan por una hendidura, la fosa intercodilea o escotadura intercodilea, el cóndilo lateral es plano en la cara lateral y no es tan prominente como el medial, siendo más sólido y robusto. Éste se proyecta medialmente hacia abajo en un grado, tal que sin importar la

oblicuidad del cuerpo el hueso, la cara inferior del extremo distal del fémur, se puede afirmar que es horizontal [13].

En sentido lateral a estos, se encuentran dos epicóndilos denominados media y lateral donde el lateral es el punto más prominente del cóndilo medial, que haya una pequeña prominencia conocida como el tubérculo del abductor. La limitación que comprende la fosa intercondilar está en el borde distal de la superficie poplítea del fémur. La misma se ubica al interior de la cápsula articular común debido a la disposición de la membrana articular que está dispuesta de forma extrasinovial y extrarticulada [14].

La faceta patelar, se encuentra entre el cóndilo medial y lateral que recibe el nombre de rótula. En la cara posterior se ubica la superficie poplítea del fémur que se limita por la línea supracondílea medial y lateral que en esta región se pueden hallar relaciones neurovasculares muy importantes, como los gastrocnemios, el vasto medial y el aductor mayor. La parte medial del fémur es la zona que soporta la mayoría de la fuerza corporal a comparación de la zona lateral, entonces ese soporte sigue un eje más mecánico que anatómico y en cuanto a la angulación del fémur se denomina por la ubicación del cóndilo femoral que está debajo de la cabeza del fémur, permitiendo que la línea soporte de forma normal la fuerza que atraviese el centro de la articulación de la rodilla, en la figura 1.1 se puede apreciar los componentes que conforman la superficie del fémur [15].

Figura 1. 1 Componentes articulares del fémur [16].



1.2.1.2 Articulación de Rodilla

La rodilla es una articulación compleja que conecta el fémur (hueso del muslo) con la tibia (hueso de la espinilla) y la rótula (hueso sesamoideo). Está dada como una articulación sinovial hinge, lo que significa que es una articulación móvil con un eje de rotación que permite el movimiento de flexión y extensión. La articulación de la rodilla está compuesta por varios componentes principales, incluyendo el fémur, la tibia, la rótula, cartílago articular, meniscos, ligamentos y músculos. El cartílago articular, es una capa de tejido suave que puede cubrir superficies de huesos de la articulación, así como amortiguar los impactos durante el movimiento. Los meniscos tratan de estructuras en forma de medialuna, que se encuentran ubicadas en la parte superior de la tibia y ayudan a distribuir la carga con la presión dentro de la articulación [17].

Los ligamentos son estructuras fibrosas que conectan los huesos de la rodilla, brindando estabilidad y soporte, mientras que los músculos que rodean la articulación ayudan a generar el movimiento y controlar la estabilidad. La rodilla es vulnerable a lesiones debido a la cantidad de fuerzas que puede soportar y la complejidad de su estructura. Las lesiones de rodilla pueden incluir distensiones y desgarros de los ligamentos, rupturas de meniscos, fracturas de huesos y

daño de cartílago articular, llevando a tener un impacto significativo en la capacidad del paciente para realizar actividades cotidianas y deportivas [18].

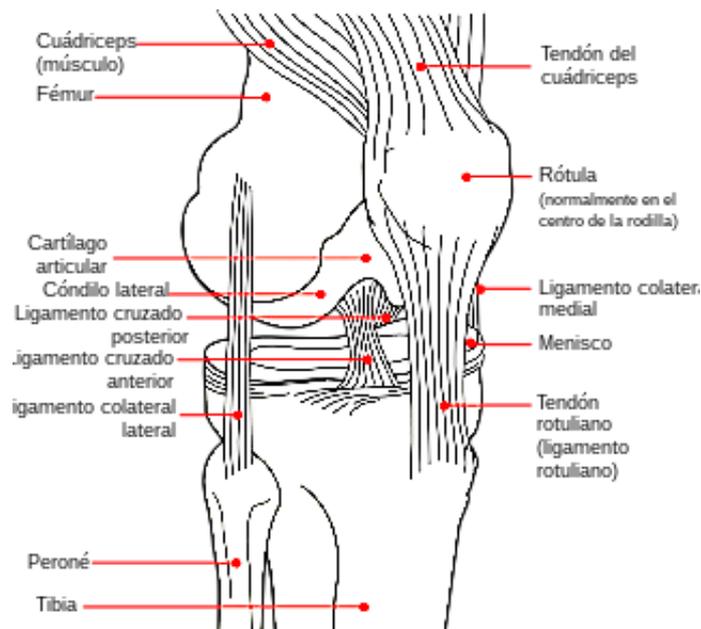
Es entonces que, las órtesis de rodilla son una herramienta importante para la rehabilitación y el tratamiento de lesiones de rodilla ya que pueden proporcionar soporte, estabilidad y protección de la articulación mientras se encuentra en proceso de recuperación.

- Componentes articulares de la rodilla.

El complejo articular de la rodilla se conforma por las articulaciones femorotibial y paletofemoral.

- *Femorotibial* se constituye por los cóndilos femorales y por los platillos tibiales, se clasifica como sinovial, compuesta, compleja, ovoide y modificada.
- *Paletofemoral* se compone por la paleta o rótula y por la tóclea femoral, además se clasifica como sinovial, compuesta, en silla y convexa, en la figura 1.2 se puede observar los principales componentes que conforman la rodilla [19].

Figura 1. 2 Componentes articulares de rodilla [16].



- **Patela:**

También conocida como Rótula, es de forma triangular, plana y curvada, corresponde al hueso sesamoideo más grande de todo el cuerpo humano, mismo que es encargado de dar protección a la rodilla constituyendo el mecanismo que se encarga de extenderla. El extremo proximal corresponde a la base de la rótula, mientras que el *ápex* es identificado como el extremo distal, la superficie posterior, posee una cara lateral y otra medial, las cuales se articularán hacia los cóndilos mediales y laterales del fémur. La faceta está compuesta por dos partes: la lateral es más grande y larga que la media, además es cóncava, en dirección longitudinal, como en mediolateral. El sector inferior de la patela se articula con la región posterior de la tróclea femoral en flexión, la parte posterior de la superficie de la patela es quien promueve el movimiento, brindando estabilidad junto con el cóndilo femoral [18].

El sector superior articular suele ser mucho más pequeño que la de superficie femoral, mientras que la superficie de contacto varía considerablemente con los movimientos, donde la articulación patelofemoral es considerada como la menos congruente, la superficie anterior y convexa permite el paso y movilidad de los vasos sanguíneos, que también está separada de la piel por fibras del tendón de los cuádriceps [18].

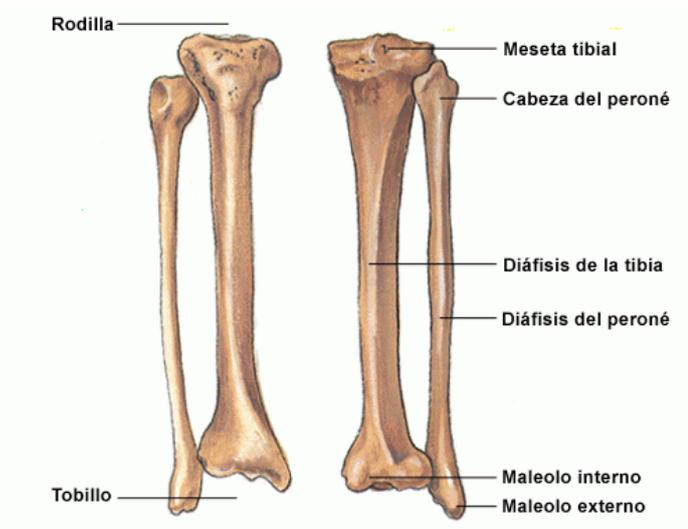
1.2.1.3 Tibia

Se encuentra ubicada medialmente en la pierna, se articula con el fémur y es capaz de soportar el peso del cuerpo transmitido del fémur al pie, la tibia está propuesta verticalmente llegando a ser más fuerte que el peroné que la acompaña, en el extremo proximal se hallan los platillos tibiales, los cuales pueden proveer de una superficie articular con el fémur, permitiendo la transmisión de fuerzas de reacción con la superficie del suelo [18].

Los platillos se encuentran ubicados uno lateral y otro medialmente, el platillo lateral es el más largo que acompaña el movimiento del cóndilo femoral lateral, entre los platillos se

halla un tipo de prominencia con forma de pirámide, que sirve como punto de pivote haciendo que el fémur se pueda estabilizar ante la excesiva extensión de la rodilla. En el extremo proximal, la tibia puede presentar dos cóndilos, uno medial y otro lateral, en medio de ambos una prominencia que se conoce como tuberosidad tibial, mientras que una más pequeña está en la cara anterior del cóndilo lateral llamado tubérculo de *Gerdy*, en donde se insertará la banda iliotibial. Alrededor de los convexos cóndilos femorales y la superficie cóncava de los cóndilos de la tibia, se da un alto nivel de incongruencia, para lo cual se requiere de algunas estructuras articulares accesorias que dan estabilidad al mismo tiempo que permiten la normal movilidad hasta cierto punto, debido a que los meniscos y ligamentos cruzados de rodilla, pues permiten la flexión y extensión de la misma con cierto grado de rotación como se puede observar en la Figura 1.3 la estructura que conforma la tibia [19].

Figura 1. 3 Tibia en visión anterior y posterior [15].



1.2.2 Fisiología de la rodilla

Para entender la fisiología de la rodilla, hay que tomar en cuenta varios aspectos que interfieren en la misma, tales como anatomía y función de las estructuras articulares y de soporte, biomecánica y cinemática de la rodilla durante el movimiento, factores que influyen en la estabilidad y riesgo de lesiones, así como la respuesta fisiológica del tejido articular y

periarticular, al daño y reparación. Si se tiene una comprensión en general de la fisiología de la rodilla y sus múltiples aspectos, es posible llegar a identificar las lesiones y patologías que se asocian con esta articulación, para llegar a desarrollar estrategias de prevención y rehabilitación efectivas, optimizando la función y salud de la rodilla [20].

El movimiento de flexoextensión de la rodilla se puede ejecutar al mover la tibia sobre el fémur, el fémur sobre la tibia o uno sobre otro de manera simultánea como realizando un plié o un demi-plié, desplazando la rótula desde la posición más alta que se da cuando la pierna está en extensión, en el hueco o fosa supra-troclear del fémur, hasta ubicarse por delante de la fosa intercondílea en la flexión cuando tiene como punto de fijación la tuberosidad anterior de la tibia, misma que se encuentra unida por el tendón rotuliano manteniendo fija la distancia entre ambas durante este movimiento [20].

1.2.2.1 Componentes óseos de la rodilla

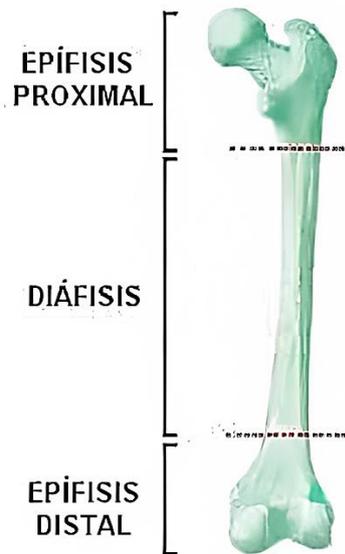
La articulación de rodilla se compone por la epífisis distal del fémur, la epífisis proximal de la tibia y de la rótula [21].

- Epífisis distal del fémur: Corresponde a la parte inferior del fémur y está formada por los dos cóndilos femorales que se caracterizan por su forma redondeada, en medio de los dos cóndilos se ubica la escotadura intercondílea que los separa por la parte de atrás, mientras que en los laterales están los relieves denominados epicóndilos [21], [22].
- Epífisis proximal de la tibia: Está articulada directamente con el fémur y soporta el peso corporal que se transmite también hasta el pie. En el sector superior se hallan dos cavidades (glenoidas), mismas que se encarga de albergar a los cóndilos del

fémur y contienen las espinas tibiales donde se insertan los ligamentos cruzados y el tendón rotuliano [22].

A continuación, en la Figura 1.4 se muestra la relación entre la epífisis proximal y distal.

Figura 1. 4 Epífisis proximal y distal [22].



1.2.2.2 Músculos que componen la flexión y extensión de la rodilla

La rodilla humana, está compuesta por ocho músculos: semimembranoso, semiespinoso, bíceps femoral que corresponden a los isquiotibiales, además de cuádriceps, sartorio, poplíteo, grácil y tensor de la fascia lata. Los músculos permiten que la rodilla pueda realizar cuatro movimientos diferentes a razón de que cada dirección tiene su propio músculo o grupo muscular, dividiéndose en 4 grupos denominados extensores, flexores, rotadores internos y rotadores externos [23].

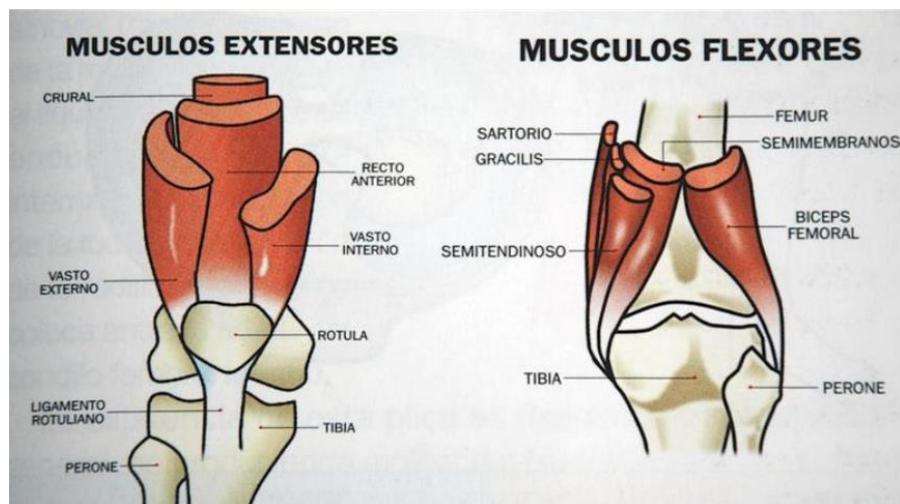
- **Músculos Extensores:** Comienzan en la parte frontal del muslo, teniendo origen en los huesos femorales y pélvicos, el extensor corresponde al músculo del cuádriceps femoral y se forma por la unión de cuatro vientres musculares que se encuentran unidos por un tendón común extendido a lo largo de toda la tuberosidad de la tibia,

mientras que el recto femoral se extiende desde el hueso de la pelvis alrededor de todo el muslo y los otros tres restantes interno, medio y lateral se dan en el eje femoral [23].

- **Músculos Flexores:** Como su nombre indica, son los encargados de flexionar la articulación de la rodilla y, en algunos casos la cadera. Dentro de los músculos flexores de la pierna se incluyen, el bíceps femoral, el músculo semitendinoso, semimembranoso, músculo sartorio y los músculos de la pantorrilla que juega un papel secundario en la flexión de la rodilla. Estos músculos son importantes para muchos movimientos cotidianos y deportivos [24].

En la Figura 1.5 se presenta la vista de los músculos extensores y flexores.

Figura 1.5 Vista de Músculos flexores y extensores [25].



- **Músculos Rotadores Internos:** Pertenecen a un grupo de músculos que se encuentran en la cadera y su principal función es la de rotar el fémur hacia adentro o de forma medial. Cabe mencionar que éstos músculos son importantes para determinar la estabilidad y movimiento de la cadera, dentro de éste grupo se incluyen el músculo glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata, piriforme,

cuadrado femoral y obturadores, que trabajan de manera conjunta para producir la rotación de cadera [24].

- **Músculos Rotadores Externos:** También pertenecen a la cadera, y su principal función es rotar el fémur hacia afuera o de forma lateral. Dentro de este grupo se halla el músculo glúteo máximo, músculo piriforme, obturador externo y gemelo superior e inferior, que trabajan conjuntamente para producir rotación externa de cadera y estabilización de la pelvis durante el movimiento [24].

1.2.3 Biomecánica de la rodilla

La rodilla cuenta con un grado de movimiento, que corresponde a la flexión y extensión, permitiendo regular la distancia de separación entre el cuerpo y el suelo acercando y alejando el extremo de la pierna a su raíz, en otras palabras, lejos y cerca del glúteo. Además de lo mencionado anteriormente, la rodilla cuenta con otro grado de libertad que se da solamente en la flexión, siendo un movimiento de rotación longitudinal en la pierna [26].

Desde el punto de vista de la mecánica, la rodilla es sorprendente puesto que tiene la capacidad de realizar las funciones contradictorias.

- Estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, que es donde la rodilla es capaz de soportar la fuerza cuerpo.
- Gran movilidad de flexión, que debe proveer buena orientación al pie.

1.2.3.1 Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano

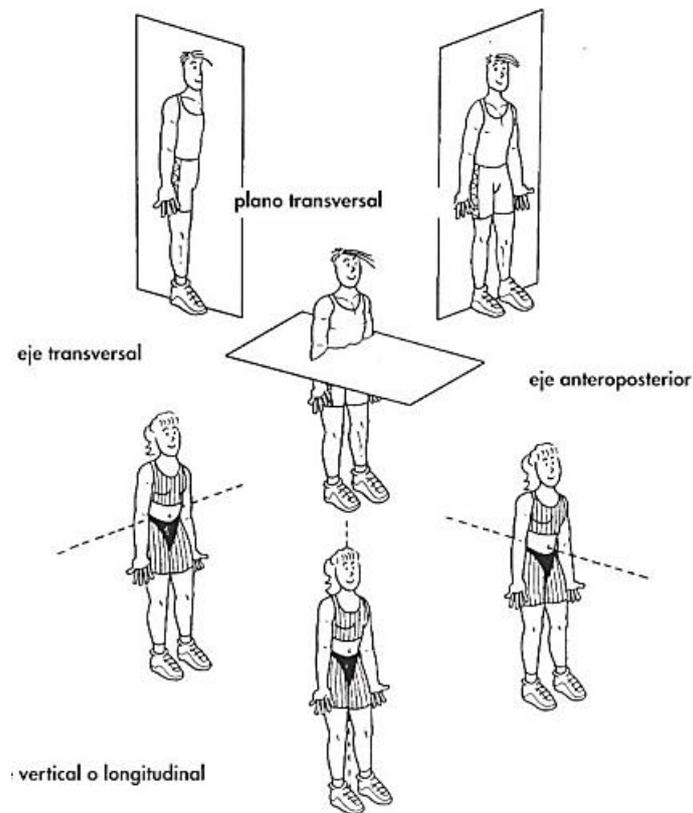
En la descripción de la biomecánica de la rodilla y cualquier tipo de articulación, se toman en cuenta los planos y ejes donde se realizan los diferentes tipos de movimientos. Hay varios términos donde se describe los tres planos que trabajan mutuamente perpendiculares en la mayoría de las articulaciones que se encuentran en estado activo, estos sistemas se describen

según el punto común de intersección de los planos y se define como el centro de la articulación y masa de todo el cuerpo en movimiento [27].

Se conoce que hay tres planos de movimiento en el cuerpo humano Figura 1.6.

- Plano Sagital: Corresponde a un plano vertical que va desde la parte posterior frontal del cuerpo y lo divide en mitad derecha e izquierda, además se lo denomina también plano posterior.
- Plano frontal: También es un plano vertical que divide al cuerpo en dos mitades anterior y posterior, además se denomina plano coronal.
- Plano horizontal: Divide al cuerpo en mitades superior e inferior, además se conoce también como plano transversal.

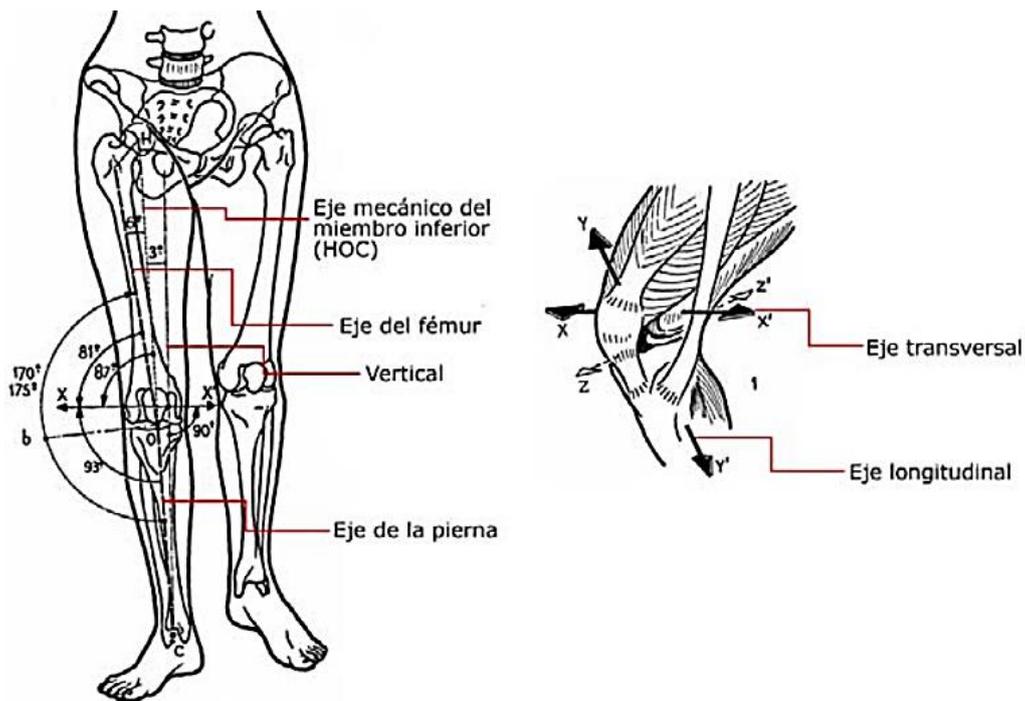
Figura 1. 6 Planos y ejes de movimiento del cuerpo [27].



Los movimientos correspondientes a flexión y extensión de la rodilla se dan sobre su eje transversal en el plano sagital, visto desde el plano frontal el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales de manera horizontal, éste forma un ángulo de 81° con el fémur y 93° con la pierna, por dicha razón al encontrarse la rodilla en flexión completa, el eje de la pierna tiende a posicionarse justo detrás del fémur. El eje del fémur no está precisamente en la prolongación del eje de la pierna, formando un ángulo obtuso hacia fuera de 170° o hasta 175° , siendo el *valgus* fisiológico de la rodilla, además el eje mecánico del miembro inferior se forma por la línea recta que junta a las 3 articulaciones en su centro, las cuales son: cadera, rodilla y tobillo formando un ángulo de 6° con el eje del fémur [27].

El ángulo de *valgus* presenta variaciones patológicas, siendo mayor en las mujeres por la separación mayor entre las caderas que forma un ángulo mínimo de 3° entre el eje mecánico y vertical, éstas variaciones se dan principalmente en la infancia y se determina su corrección durante el crecimiento o persistir en la vida adulta, al invertirse el *valgus*, aparece el *genu varum* que se produce cuando las rodillas se encuentran arqueadas y separadas entre sí, por lo tanto el segundo sentido de movimiento de la rodilla se presenta solamente en la flexión, mientras que el eje de rotación de movimiento corresponde al eje longitudinal y el tercero representa nada más un pequeño desplazamiento lateral de la rodilla en flexión, los tipos de movimiento mencionados se pueden apreciar en la Figura 1.7 que muestran además los ejes de movimiento [27].

Figura 1. 7 Ejes de movimiento de rodilla [27].



1.2.3.2 Flexión y Extensión.

Corresponde al principal movimiento de la rodilla, tiene una amplitud que es posible medir desde una posición de referencia, tomando en cuenta el eje de pierna y se encuentra en la prolongación del eje del fémur, momento cuando el miembro inferior tiene una máxima longitud [27].

- **Extensión**

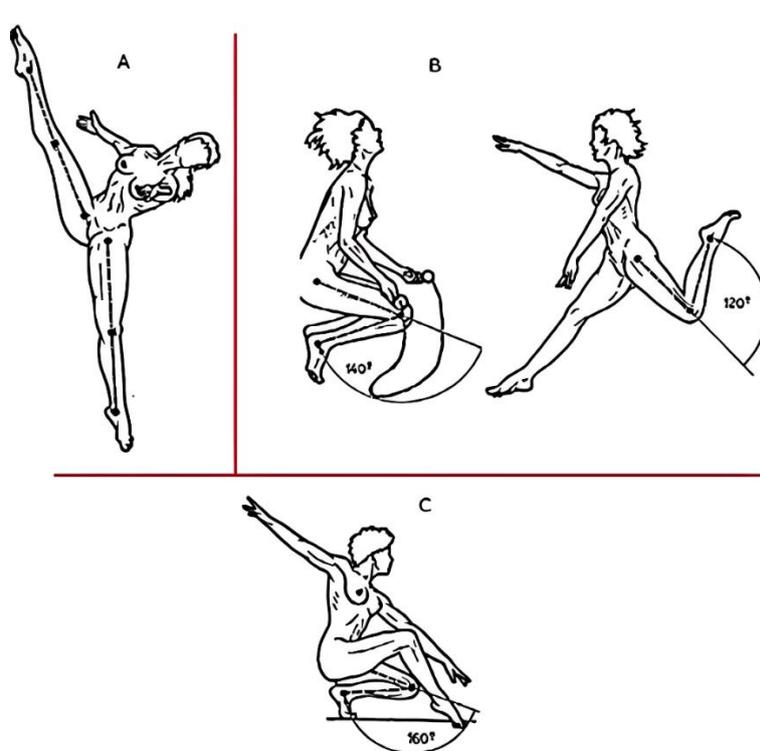
Se produce cuando la cara posterior de la pierna se aleja del muslo y no hay una extensión absoluta de la pierna, por otra parte, desde la máxima extensión es posible realizar una extensión de movimiento, en forma pasiva de 5° a 10° de extensión que se conoce como hiperextensión. La extensión activa se produce cuando la rodilla no sobrepasa la posición de referencia, dependiendo de la posición de la cadera, la misma que comienza cuando la rodilla prepara la extensión del movimiento. Por otra parte, la extensión relativa es un movimiento

complementario de la articulación de la rodilla, tomando en cuenta un punto de referencia desde cualquier posición [27].

- Flexión

Conocido como el movimiento inverso de la extensión y se produce cuando la pierna se acerca a la zona superior del muslo, en este se producen dos movimientos que son: flexión absoluta que se da a partir de la posición de referencia y la flexión relativa, que es posible encontrarla en cualquier posición, además la flexión activa de rodilla alcanza 140° con la cadera en dicha posición y 120° si la cadera se encuentra en extensión. En la flexión pasiva la rodilla puede desarrollar 160° que permite el libre contacto entre nalga y talón, se lo puede comparar como una comparación de libertad de movimiento de flexión de la rodilla, en la Figura 1.8 es posible identificar dicha libertad de movimiento [27].

Figura 1. 8 Flexión y extensión, A) Posición de referencia, B) Flexión activa, C) Flexión pasiva [27].



1.2.3.3 Movimiento Relativo entre el fémur y la tibia

El movimiento relativo entre el fémur y la tibia es esencial para la estabilidad y el funcionamiento normal de la rodilla, puesto que se produce la rotación de la articulación de la rodilla. En particular, el movimiento de la tibia con respecto al fémur se produce en diferentes planos (flexión-extensión, rotación interna-externa, abducción-abducción) durante las actividades diarias, como caminar, correr, saltar, entre otras. El conocimiento de estos movimientos relativos puede ser útil para identificar patrones anormales de movimiento que pueden contribuir a lesiones de rodilla. De hecho, una de las lesiones más comunes de rodilla es el síndrome de dolor patelofemoral, que a menudo se asocia con patrones anormales de movimiento de la tibia en relación con el fémur [20].

En los movimientos de rodilla, es primordial estudiar y definir la biomecánica, según corresponde al estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos en el uso de métodos mecánicos. Se considera como una especialidad multidisciplinaria utilizada por fisioterapeutas, deportólogos, ingenieros, ergónomos y educadores en el ámbito físico, los mismos que aplican ciencia en el cuerpo humano, así como la descripción de movimientos fuerzas desde leyes de la mecánica [20].

La mecánica, afirma que corresponde a la parte física que estudia la evolución y cambios de cuerpos que varían en función del tiempo, es capaz de cubrir dos áreas básicas, tales como la estática y dinámica, encargándose del análisis de reposo y movimiento respectivamente. En la cinemática es primordial el estudio de la osteocinemática ya que analiza el movimiento de los huesos en el espacio, sin tener en cuenta los de las superficies articulares, describiendo los planos y ejes que realiza el movimiento que consisten en:

- *Spin* o giro: Movimiento que el hueso realiza al rotar alrededor de un eje, el mismo que es perpendicular al plano de la superficie articular.

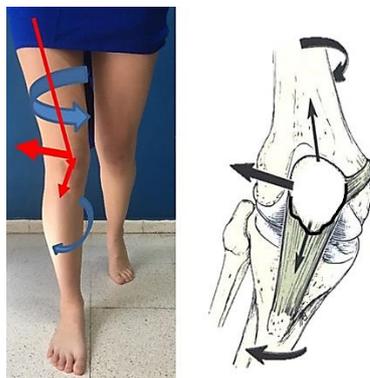
- Balanceo: Movimiento que ocurre fuera del eje perpendicular al plano de la superficie articular.
- Deslizamiento: Se produce en el traslado de una superficie a otra.

Por otro lado la artrocinemática analiza el movimiento intrínseco de la articulación, es decir la relación de los dos planos articulares que son: giro, *roll*, deslizamiento y *rock* [20].

- El giro se produce en el movimiento de una superficie articular un mismo punto, sobre otra superficie articular alrededor de su eje mecánico.
- El *roll* se produce en articulaciones incongruentes, es decir para superficies con diferentes radios de curvatura, que se convierten en nuevos puntos de una superficie y toman puntos de otra.
- En el deslizamiento, se da superficies congruentes, curvas o planas. Trata de un punto que toma nuevos de otra superficie, además este movimiento está combinado con el rodamiento.
- *Rock* es un movimiento que se produce en la superficie articular y ocurre al final del giro con diferentes ejes o un eje que cambia de planos.

En la Figura 1.9 se representa la relación de giro o rotación entre el fémur y la tibia.

Figura 1.9 Giro de articulación [27].



1.2.3.4 Estática de la articulación tibiofemoral.

Mediante el análisis estático de una articulación es posible determinar las fuerzas y momentos que se hallan en las mismas a lo largo de la ausencia de movimiento en un instante de actividad, para el presente análisis mencionado hay que tomar en cuenta los parámetros en tres dimensiones y es que esto resulta muy difícil de manejar, por ello hay que seguir una de las técnicas más simples, misma que se basa en el estudio de un diagrama de cuerpo libre, designando las tres fuerzas coplanares que actúan en la articulación en forma vectorial [5].

En la **Figura 1. 10** se muestra el diagrama de cuerpo libre de rodilla, utilizado para determinar las fuerzas de reacción que se dan en la articulación tibiofemoral de la pierna a lo largo de la subida del escalón, donde:

W = fuerza de reacción del suelo.

P = Fuerza de Tendón rotuliano.

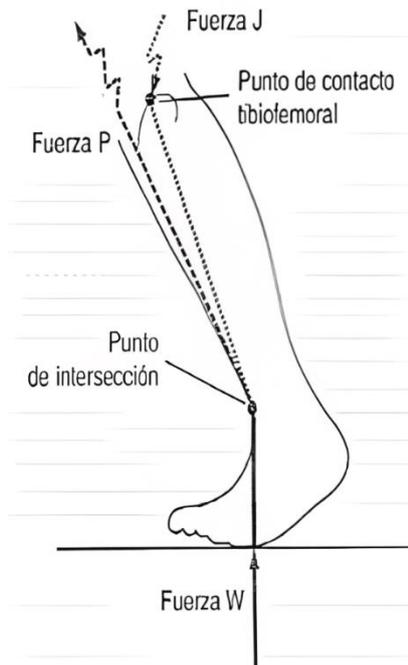
J = Fuerza de reacción articular.

Figura 1. 10 Diagrama de cuerpo libre de articulación de rodilla [5].



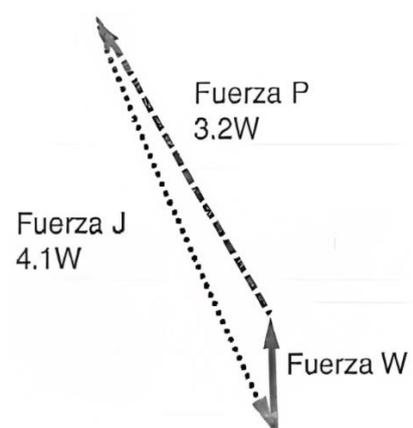
W y O son fuerzas que emplean líneas de aplicación conocidas y a partir de las mismas es posible determinar la línea de acción en J , se traza una línea desde el punto de aplicación a lo largo de la tibia, pasando por la intersección en las llamadas líneas de aplicación, como es posible observar en la Figura 1.11 [5].

Figura 1. 11 Líneas de aplicación de fuerzas coplanares [5].



Tras culminar con la identificación de las líneas de aplicación de fuerzas, se ubica el diagrama formando un triángulo como se mira en la **Figura 1. 12** [5].

Figura 1. 12 Triángulo de fuerzas de rodilla [5].



A continuación, la explicación del procedimiento de la gráfica:

Trazando el vector W , P nace desde la cabeza de W y J se coloca para cerrar el triángulo, el punto de intersección de J y P ayuda a determinar la longitud de cada una de ellas y cálculo de dichas variables mediante la aplicación de funciones matemáticas, el momento de flexión de la extremidad de rodilla se da por la fuerza del peso corporal (W) y distancia perpendicular de la fuerza al centro de movimiento, para la extensión el momento se halla con el producto de la fuerza del músculo del cuádriceps (P) y el brazo de palanca, mostrado anteriormente en la Figura 1.11, junto con las líneas de aplicación cumpliendo que: $\sum M = 0$ [5].

La rodilla se encuentra en carácter dinámico en la mayoría de las actividades cotidianas, y las fuerza a considerar son las mismas descritas en las condiciones dinámicas, así como la aceleración de la parte del cuerpo a estudiar y los momentos de inercia, sin toar en cuenta las fuerzas de fricción insignificantes.

Para determinar las fuerzas que intervienen en la articulación un en intervalo determinado de tiempo en la actividad dinámica, se toman en cuenta los siguientes pasos:

- Identificación de estructuras involucradas, así como referencias anatómicas y puntos de contacto de la superficie articular y brazos de palanca, tomando en cuenta el grado de flexión y sexo del individuo.
- Encontrar la aceleración angular del cuerpo móvil, misma que produce un cambio de ángulo o cambio de ritmo.
- Determinar el momento de inercia según los datos antropométricos.
- Cálculo de torque según la ley de Newton, analizando las unidades de medida.

$$T = I x \alpha \text{ [5].}$$

Donde:

T: torque (Nm)

I: Momento de Inercia (Nms²)

α : Aceleración angular (r/s²)

- Establecer la magnitud de la principal fuerza muscular donde se obtienen los datos de T, así como la distancia d (brazo de palanca de fuerza) donde $F = \frac{T}{d}$ [5] .
- Análisis de fuerza de reacción articular con el uso de técnicas de análisis estático y el diagrama del cuerpo libre [5].

1.2.4 Lesiones y anomalías de la articulación de rodilla

El miembro inferior comprende una estructura compleja del cuerpo humano, está formada por el hueso del fémur, la tibia, la fíbula, el pie y entre otros músculos, ligamentos, tendones y articulaciones que los conectan, por su importancia en el movimiento y la actividad física, las lesiones tienen un gran impacto en la vida cotidiana de cada persona. Hay muchos factores y anomalías que pueden afectar al miembro inferior que incluyen fracturas, luxaciones, esguinces, desgarros musculares, tendinitis, artritis, entre otras. Todas las afecciones mencionadas son causadas por una gran variedad de factores que dañan el funcionamiento normal de la articulación de rodilla [28].

1.2.4.1 Lesiones Multiligamentarias de rodilla

Una fuerza significativa aplicada sobre la rodilla es capaz de producir algún tipo de lesión que casi siempre tiende a luxarla o hacer que la misma se convierta en una lesión crónica, a razón de que típicamente son el resultado de un mecanismo de alta energía, por lo que el especialista que está encargado de evaluar al paciente debe suponer algún tipo de falencia

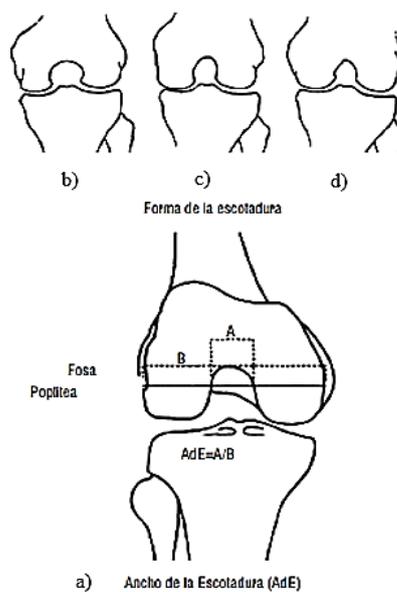
adicional en el caso que se esté revisando, para evitar poner en riesgo la integridad física del paciente [29].

- Ruptura de ligamento cruzado anterior

En las últimas estadísticas de incidencia de lesiones, la mayoría de las falencias hacia la rodilla se presentó sobre mujeres deportistas, reportando que las mujeres tienen entre 4 y 6 veces más probabilidades que los hombres de sufrir una ruptura del LCA, se cree que esta diferencia se da por el origen multifactorial. Los factores de riesgo se han catalogado en diferentes ambientales que son: anatómicos, hormonales y biomecánicos [30].

- Factores ambientales: Se ha comprobado la relación directa que existe entre la fricción que genera la superficie donde se practique el deporte.
- Factores anatómicos: Diferencias anatómicas entre hombres y mujeres que pueden ser un factor que contribuye al incremento y riesgo de la lesión en LCA, principalmente en la forma y ancho de la escotadura, como se muestra en a Figura 1.13.

Figura 1. 13 Formas de escotadura y relación de alto ancho; a) Ancho de escotadura, b) Postura lateral derecha, c) Postura frontal, d) Postura lateral izquierda [30].



- Factores hormonales: Evidencia de los efectos de hormonas sexuales en el tejido conectivo insuficiente, además de la identificación de la síntesis de colágeno reducido en un 40% por la presencia de niveles fisiológicos de estrógenos y más del 50% bajo niveles farmacológicos [30].

La ruptura del ligamento cruzado es una lesión común, que se produce con el desgarramiento del ligamento, causando la inestabilidad total del cuerpo en función del apoyo en sus extremidades inferiores y puede ser de tipo parcial, completa y avulsión, como se observa en la Figura 1.14 [30].

Figura 1. 14 Tipos de rupturas del ligamento cruzado anterior [30].



Para comprender la gravedad de tener una rodilla luxada, cabe mencionar que dicha lesión presenta daños en los tejidos blandos estabilizadores, que tiene como consecuencia inestabilidad en varias direcciones de movimiento. La luxación anterior es la que se produce con más frecuencia ya que está presente hasta en un 40% de casos y generalmente se produce por un mecanismo de hiperextensión, mientras que la luxación posterior se halla en un 33%, ocasionada por ciertos tipos de impactos violentos en la rodilla. Sin embargo, la mayoría de las lesiones de ligamentos se generan por el esfuerzo en la práctica de algún tipo de deporte o caída, siendo el fútbol el deporte que presenta un mayor índice de este tipo de problemas [29].

Dentro de esta temática, también es importante hablar de las lesiones meniscales, puesto que la ruptura de los meniscos ha sido un tema que se relaciona con temas de severa intensidad. Los traumatismos son capaces de producir fisuras y rompimientos de los elementos que conforman los meniscos, y los traumatismos capaces de producir daños mayores son las torsiones de rodilla con el pie fijo en el suelo [29].

1.2.4.2 Métodos de rehabilitación para rodilla

La rehabilitación es una especialidad médica que concierne en la evaluación y prevención para el tratamiento de la incapacidad funcional e independencia mi movimiento causado por lesión. Hoy puede definirse además como una restauración del sujeto en sus máximos límites posibles como físico, mental, vocacional, social y económico [12].

En el ámbito de la rehabilitación se debe manejar una correcta historia clínica, así como una secuencia lógica de la exploración física que se basa en el establecimiento de un correcto diagnóstico y tratamiento adecuado dependiendo del caso, valorando el estado funcional previo a la falencia para determinar el impacto originado por la misma y definir claramente los objetivos terapéuticos [12].

A continuación, se presentan algunas de las alternativas que pueden ayudar a la rehabilitación física de alguna lesión en el miembro inferior.

- **Valoración de la función articular:** El balance articular abarca la medición y registro el arco de movimiento en cada una de las articulaciones que conforman el cuerpo humano, trata de una técnica que diagnóstica y mide la amplitud de los movimientos pasivos, y ocasionalmente activos en las articulaciones, permitiendo la evaluación y progresión de las disfunciones articulares, hola en este método se

utilizan instrumentos como el goniómetro para unificar las formas de medir, el mismo que debe coincidir con el eje de la articulación [12].

- **Pruebas de electrodiagnóstico:** La electromiografía y estudios de conducción nerviosa constituyen una importante contribución al tratamiento de la función neuromuscular, tiene como propósito de la exploración del sistema nervioso central y periférico, mediante el uso de tecnología especializada de orientación terapéutica, con base de un estudio potencial acerca de las fibras nerviosas, para este caso existen dos tipos de pruebas [12].
 - Estudios de conducción nerviosa.
 - Electromiografía.
 - Potenciales evocados somatosensoriales.
- **Tratamientos por agentes físicos:** Para este tipo de tratamiento se involucra la acción de agentes tales como: el calor, el frío vibraciones mecánicas y la electroterapia, cada una con su aplicación directa ayudan a la reconstrucción de las fibras rotas [12].
- **Férulas pasivas no articuladas:** Mantienen en reposo a los segmentos anatómicos, siendo su principal función la inmovilización y la prevención de deformidades.
- **Férulas dinámicas articuladas:** Ayudan a asistir los determinados movimientos, facilitando la acción de músculos con cierta dirección, acortando tiempos de recuperación, dentro de este grupo de dispositivos rehabilitadores se puede encontrar a las órtesis, las mismas que pueden ser para todo tipo de articulación.

1.2.5 Órtesis Activa

Una órtesis activa corresponde a un mecanismo que ayuda a reemplazar mecánicamente una función muscular o ligamentosa, aumentando el control de la estabilidad por parte del individuo.

1.2.5.1 Parámetros para el diseño de una órtesis activa

Para el diseño de una órtesis activa de rodilla, se debe considerar varios aspectos que afectan el funcionamiento y comodidad del usuario, tales como:

- Ángulo de flexión y extensión: Rango adecuado de movimiento en flexión y extensión.
- Resistencia y soporte: Proporcionar la dureza y firmeza adecuada para el soporte o amortiguamiento durante la flexión y extensión.
- Ergonomía y comodidad: Cómoda al usar, teniendo en cuenta la forma de distribución de la fuerza ejercida de la pierna y rodilla, evitando molestias o puntos excesivos.
- Peso y tamaño: Liviana y compacta, evitando comprometer su funcionalidad normal.
- Durabilidad: Resistencia al desgaste [12].

1.2.5.2 Materiales para la fabricación de una órtesis activa

Para la construcción del diseño planteado de la órtesis, se toma en cuenta que los materiales van a ser escogidos en base a la resistencia en los esfuerzos estáticos, basándose en el análisis previo de requerimientos que tendrá la órtesis, evitando influir en el funcionamiento o desarrollo del dispositivo mecánico.

En la Carga estática se propone el uso de materiales dúctiles, tales como metales o polímeros resistentes que pueden ser aluminio o PLA respectivamente, además del criterio

emitido por un especialista en el área, con la ayuda de recopilación de información en base a una encuesta o entrevista dirigida a un Fisioterapeuta [31].

1.2.6 Impresión 3D y procesos de fabricación

Para la fabricación del dispositivo funcional se selecciona un proceso de construcción, en dependencia de los materiales que se vayan a utilizar, ya sea por impresión 3D, moldeo o corte.

- Impresión 3D

Es un conjunto de procesos que producen objetos a través de la adición de material en capas que corresponden a sucesivas secciones transversales en un modelo 3D. Los plásticos y también las aleaciones de metal son los materiales más utilizados en la impresión y puede ser desde hormigón, hasta tejido vivo [32].

1.2.7 Corte por plasma CNC

Se realiza a través de un sistema “plasma CNC”, lo que se refiere a una máquina que lleva un soplete en una ruta dirigida por un ordenador. Las máquinas de corte por plasma CNC, generalmente usan un tipo diferente de sistema en aplicaciones de corte manual utilizando una interfaz automática a través de un panel de control. Este proceso es utilizado principalmente en el corte de piezas de placas de acero, que utiliza potencia según la capacidad de voltaje [33].

CAPÍTULO II: MARCO METODOLÓGICO

2.1 Enfoque de la Investigación:

Tomando en cuenta un enfoque ingenieril para el diseño de una órtesis activa, es necesario considerar varios factores importantes como la anatomía y biomecánica de la rodilla. El funcionamiento de esta es una combinación de rotación y deslizamiento entre fémur y tibia, por lo tanto, la herramienta debe ser capaz de controlar el movimiento de relación entre estos dos huesos, manteniendo una posición segura y estable durante la actividad evitando sobrecarga.

Además, es importante mencionar que los materiales deben ser resistentes y duraderos para soportar el peso y presión que se ejerce en la rodilla durante la rehabilitación.

Un aspecto muy primordial es asegurarse que sea cómoda para el usuario y que no cause irritación o tipos de molestias en la piel, resumiendo; la recuperación del sujeto se basa en geometría y mecánica. Es primordial diseñar una órtesis cómoda y fácilmente ajustable para el usuario, ya que aquello es crucial en el cumplimiento y éxito de la mejora [34].

Para el presente proyecto se utiliza algunos tipos de investigación, según estudios a desarrollar para la complementación de ideas que se relacionan directamente con el trabajo que se está realizando, tomando en cuenta las fases y actividades que corresponden al desenvolvimiento de cada uno de los objetivos.

Con el propósito de obtener información acerca de los principales componentes y un método de análisis, se realiza una investigación descriptiva, que caracteriza el estudio en una situación concreta y permite señalar las características, junto con sus propiedades; además combina, ordena y agrupa los objetos que se involucran en el trabajo indagatorio en caso de requerir un mayor nivel de profundidad [34].

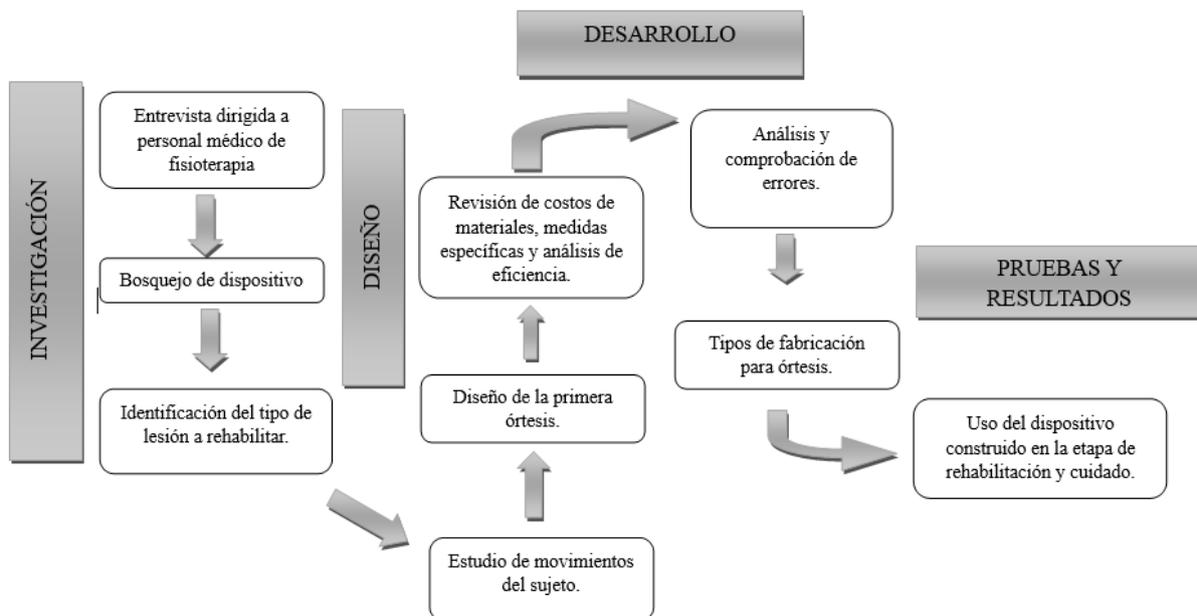
Al ser una investigación existente y desarrollada anteriormente, la misma se apoya en varias fuentes y otros archivos, en el presente caso para hallar información de la rodilla se indaga en libros, artículos, entre otros. Dentro de la temática también es posible encontrar a la investigación bibliográfica, hemerográfica y archivista; basándose en la consulta y toma de datos de los recursos que se mencionó, variando en otros como cartas, oficios, circulares, expedientes [35].

2.2 Diseño de la investigación

Con base en el tema planteado y las propuestas de este, se describen fases y actividades que irán de acorde con lo que se va a realizar en el desarrollo de los objetivos específicos, cabe recalcar que las tareas asignadas ayudarán al desarrollo completo del principal propósito de investigación, en el siguiente diagrama de flujo propuesto en la Figura 2.1, se establece las actividades a realizar en el proceso, centrándose en los objetivos específicos y el Procedimiento.

- Procedimiento:

Figura 2. 1 Diagrama de Flujo de actividades.



FASE 1: Estudio de parámetros a tomar en cuenta para el diseño de un prototipo de órtesis de rodilla.

- *Actividad 1: “Entrevista dirigida a personal médico de fisioterapia”*, con el propósito de obtener datos acerca de los materiales y recursos para la fabricación de la órtesis de rodilla; cabe recalcar que la opinión y punto de vista de los expertos influye directamente en la toma de decisiones.
- *Actividad 2: “Identificación del tipo de lesión a rehabilitar”*, análisis de datos métricos de la pierna, que tienen que ver con el fémur y la tibia, considerando los movimientos de relación que hay entre los mismos, basándose en las características de la rodilla.
- *Actividad 3: “Estudio de movimientos del paciente”*, fisiología y los ángulos de inclinación del miembro inferior, mediante aplicaciones o software específico.

FASE2: Diseño de un dispositivo, o prototipo para correcciones de errores y verificación de funcionamiento.

- *Actividad 1: “Construcción de la primera órtesis”*, observando el comportamiento en una pierna sin lesión o en una caminata normal; ayudando a comprobar el principal papel del mecanismo en el paciente verificando que no afecte la funcionalidad normal.
- *Actividad 2: “Análisis y comprobación de errores”*, tomando nota de lo que hay que mejorar, contribuyendo en la construcción del prototipo real en el paciente específico.

FASE 3: Construcción y armado de órtesis, con medidas de un paciente seleccionado, tomando en cuenta los requerimientos que éste necesite.

- *Actividad 1: “Definición del tipo de proceso de fabricación a realizar”,* seleccionando la mejor alternativa que vaya en acorde con los resultados que se esperan obtener, es decir poner en práctica el aprendizaje de los errores.

FASE 4: Validación del dispositivo de funcionamiento en el paciente seleccionado.

- *Actividad 1: “Uso del dispositivo construido en la etapa de rehabilitación y cuidado”,* observando el comportamiento de la persona en el ámbito cotidiano.

CAPÍTULO III

ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.1 Requerimientos y restricciones

Para el desarrollo y construcción del presente trabajo de investigación, se toma en cuenta varios aspectos importantes que deberá cumplir el dispositivo, para su correcto funcionamiento, así como satisfacción del paciente, a continuación, se muestran las principales características de diseño y manejo de la órtesis de rodilla:

- **Liviano:** La órtesis de rodilla debe ser un dispositivo funcional fácil de llevar en la pierna, tomando en consideración la lesión a rehabilitar, proponiendo una masa máxima de hasta 1 kg [9].
- **Ergonómico:** La comodidad y ergonomía es fundamental en el desarrollo de las órtesis y férulas, por lo que en este caso el dispositivo debe causar alivio, evitando molestias en su uso, al ser construido con medidas antropométricas de un paciente específico, la forma de la órtesis se adapta al movimiento aplicado por el usuario.
- **Portátil:** El transporte de la órtesis de rodilla tiene que ser sencillo, cabe mencionar que el espacio a ocupar es mínimo de un bolso pequeño para poder llevarla a cualquier sitio que vaya a ser utilizada, en una mochila o un pequeño bolso según requerimientos del sujeto (Anexo 1).
- **Seguro:** Al ser un dispositivo de ayuda física, debe garantizar funcionalidad y rendimiento en el uso cotidiano. Poniendo en práctica la aplicación del factor de seguridad superior a 5, es decir que soportará hasta 5 veces la carga aplicada por el sujeto.
- **Económico:** El precio es accesible y competitivo en el mercado, siendo un valor máximo de hasta \$70, costo definido por el sujeto evaluado en la encuesta (Anexo 1),

además de la investigación de mercado realizada y comparando la competencia con los demás productos mencionados en la Tabla 3.2.

- **Resistente:** Es primordial la durabilidad del producto al ser expuesto a varios factores que pueden intervenir en el desgaste y deterioro de la órtesis, por lo que el diseño debe ser compacto.
- **Fácil Ajuste:** Las medidas tomadas con anterioridad para la construcción del diseño de la órtesis de rodilla, ayudan a una sencilla nivelación de Fémur y Tibia, además de que debe contar con medios para ajustar el dispositivo a la pierna que son correas y velcro, tras evaluar otras órtesis y peticiones del sujeto (Anexo 1), acciones que no pueden ser complejas y el tiempo empleado en ello es mínimo para la satisfacción del cliente.
- **Rango de movimiento:** La movilidad de la extremidad se puede limitar con ayuda de un goniómetro diseñado para dar pasos progresivamente en 15°, tanto en flexión como en extensión, en dependencia de la capacidad física del sujeto, limitando el exceso de movimiento en la caminata normal.
- **Materiales para su fabricación:** La construcción de la órtesis de rodilla se tiene que hacer con herramientas y materiales que se puedan encontrar a nivel nacional, los mismos que deben cumplir con los requerimientos de diseño y seguridad.

En las Restricciones de cumplimiento, se toma en cuenta los principales factores de desarrollo:

- **Precio accesible:** Costo mencionado en el factor económico.
- **Grados de movilidad:** Rango de movimiento según capacidad física del sujeto.
- **Tipo de rehabilitación:** Ayuda en proceso de recuperación de movilidad tras lesión producida por ruptura de ligamento cruzado anterior en la pierna izquierda de una jugadora de fútbol.

3.1.1 Órtesis de rodilla en el mercado

La órtesis de rodilla es un dispositivo ya existente en el mercado, por lo tanto, es esencial el estudio de los otros proyectos que están al alcance y cumplen con las expectativas de funcionamiento, para ello se ha tomado en cuenta el análisis de tres tipos de órtesis que se adaptan a las características del usuario, o que comparten similitudes entre calidad, precio y diseños personalizados que se puede mostrar a continuación.

Para el estudio y análisis del servicio, se ha tomado en cuenta tres tipos de órtesis de rodilla existentes que son:

- Órtesis de rodilla rígida [39].
- Órtesis de rodilla semi-rígida [40].
- Órtesis de rodilla blanda [41].

Según éstos tres tipos de órtesis, se estudia ciertos aspectos principales a tomar en cuenta, que van de la mano relacionados entre sí, mostrando así las diferencias dentro del mercado.

En la Tabla 3.1, es posible observar los requisitos del cliente, además de las principales propiedades que se deben de tomar en cuenta al momento de su construcción.

Tabla 3. 1 Análisis y comparación de órtesis de rodilla [36]–[38].

REQUISITOS	CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	ÓRTESIS DE RODILLA RÍGIDA	ÓRTESIS DE RODILLA SEMI-RÍGIDA	ÓRTESIS DE RODILLA BLANDA
Proporción de soporte y estabilidad de rodilla.	Estructura resistente	X	X	X
Reducción de dolor y molestia.	Almohadillas ergonómicas	X	X	X
Permiso de flexión y extensión de rodilla.	Sistema de bisagras	X	X	-
Prevención de lesión o recaída en la misma.	Soporte de correas ajustables	-	-	X
Durabilidad y resistencia	Materiales	X	X	-

- ÓRTESIS DE RODILLA RÍGIDA:

La “Órtesis de rodilla rígida *Ossur Cti*” (EEUU, *Miami-Innovator*), pertenece a un ejemplo de este tipo de órtesis, es creada por la empresa Ossur, misma que es especializada en la creación de dispositivos ortopédicos. Utiliza estructura de carbono proporcionando soporte rígido y duradero. En cuanto al precio de la Ossur CTi está alrededor de los \$600, en la Figura 3.1 se aprecia el modelo de este tipo de órtesis.

Figura 3. 1 Ossur CTi [39] .



- ÓRTESIS DE RODILLA SEMI-RÍGIDA:

La “Órtesis de rodilla *DonJoy Armour FourcePoint*” (EEUU, Chicago), se describe como un ejemplo de ese tipo, fue creada por la empresa *DonJoy* que también es otra de las especializadas en la fabricación de dispositivos ortopédicos, la órtesis *DonJoy Armour FourcePoint*, usa una estructura de aluminio, junto con una aleación de magnesio, proporcionando un tipo de soporte semirígido y flexible como es posible observar en la Figura 3.2, en cuanto al precio de la órtesis descrita, ronda alrededor de \$400 [37].

Figura 3. 2 DonJoy Armour FourcePoint [40].



- ÓRTESIS DE RODILLA BLANDA:

La “Órtesis de Rodilla *Mueller Sports Medicine Hinged Wraparound*”, (EEUU, *New Jersey*) se conoce como un ejemplo para éste tipo de órtesis mencionada, se crea por la empresa *Mueller Sports Medicine*, misma que enfoca principalmente en la fabricación de dispositivos para deportistas, ésta órtesis utiliza una estructura de tela, así como correas ajustables que proporcionan un soporte suave y flexible, se muestra el modelo físico en la Figura 3.3, teniendo un precio accesible de alrededor de \$50 [36].

Figura 3.3 Mueller hinged wraparound [41].



Es importante mencionar que existen muchas más opciones de órtesis en el mercado nacional, sin embargo, se utiliza las mencionadas anteriormente con el propósito de evaluar los parámetros y características técnicas de cada una para la selección de la más adecuada en un análisis de ponderados, desarrollando un nuevo modelo que sea capaz de adaptarse a los requerimientos del sujeto seleccionado.

De los tipos de órtesis mostradas, se elige el mejor diseño, precio y calidad para obtener un modelo personalizado, mostrando como propuesta 1, propuesta 2 y propuesta 3.

3.1.1.1 Matriz de ponderados de Órtesis de rodilla mostradas en el mercado

Se comienza identificando las necesidades y expectativas del cliente con relación a las órtesis de rodilla, numerando requisitos técnicos que se deben cumplir para satisfacer los requerimientos.

En las necesidades y expectativas del cliente, se puede encontrar:

- Precio asequible: \$50-\$70.
- Resistencia y durabilidad en el soporte del movimiento y masa del usuario 55 kg-65 kg.

- Materiales cómodos y seguros.
- Mejoría en la movilidad de pierna izquierda.
- Ajuste personalizado.

Como requisitos técnicos, es posible considerar:

- Precio razonable y asequible \$40-\$50.
- Materiales resistentes y duraderos que soporten el movimiento y peso del usuario.
- Peso, con características específicas de rehabilitación si es necesario, además de un peso máximo de hasta 10 N.
- Diseño personalizado para ajuste en el usuario.
- Ergonomía

Posteriormente se lleva a cabo una tabla de ponderación de criterios, correlacionando las necesidades del cliente con los requisitos técnicos, en cuanto a funcionalidad de cada órtesis.

En la tabla 3.2 se muestra el resultado de análisis de principales requerimientos, calificando aspectos importantes que debe tener la órtesis a diseñar.

Tabla 3. 2 Determinación de los principales criterios. [36]–[38].

	Precio	Resistencia y Durabilidad	Materiales Cómodos y seguros	Peso	Diseño ajustable y personalizado	Ergonomía	$\Sigma+1$	Ponderación
Precio		1	1	1	1	1	6	0,21
Resistencia y Durabilidad	0,5		0,5	0,5	1	0,5	4	0,14
Materiales Cómodos y seguros	1	0,5		0,5	0,5	1	4,5	0,16
Peso	0	1	1		1	0,5	4,5	0,16
Diseño ajustable y personalizado	0	1	0,5	1		0,5	4	0,14
Ergonomía	0,5	1	1	1	0,5		5	0,17
SUMA							28	1,00

Como es posible Observar en la Tabla 3.2, la Órtesis debe enfocarse en resaltar los principales requerimientos con mayor puntaje, como es el caso de Precio, Materiales Cómodos y seguros, Peso y Ergonomía.

En la Tabla 3.3, se evalúan los tipos de órtesis, indicados en el ítem 3.1.1, donde se propone un diseño en base a la selección de la mejor alternativa, considerando algunos puntos específicos, se observa entonces que la Propuesta 2 es la que lleva la ventaja.

Tabla 3. 3 Análisis de propuestas según el criterio “Precio”.

Precio	Propuesta 1	Propuesta 2	Propuesta 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Propuesta 1		0	0,5	1,5	0,25
Propuesta 2	1		1	3	0,5
Propuesta 3	0	0,5		1,5	0,25
SUMA				6	1

Como segundo criterio de evaluación, se revisa el criterio de “Ergonomía”, como se indica en la Tabla 3.4.

Tabla 3. 4 Análisis de propuestas según el criterio “Ergonomía”.

Precio	Propuesta 1	Propuesta 2	Propuesta 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Propuesta 1		0	0	1	0,17
Propuesta 2	1		1	3	0,5
Propuesta 3	0	1		2	0,33
SUMA				6	1

Finalmente se da a conocer los puntajes del segundo criterio, que corresponden a “Materiales cómodos y seguros” y “Peso”, como se muestra en la Tabla 3.5 y Tabla 3.6 respectivamente, mostrando que la opción 2 y 3 llevan los valores más altos.

Tabla 3. 5 Análisis de propuestas según el criterio “Materiales cómodos y seguros”.

Materiales Cómodos y seguros	Propuesta 1	Propuesta 2	Propuesta 3	$\Sigma+1$	Ponderación
	1				
Propuesta 1		0	0	1	0,17
Propuesta 2	0,5		1	2,5	0,42
Propuesta 3	1	0,5		2,5	0,42
SUMA				6	1

Tabla 3. 6 Análisis de propuestas según el criterio “Peso”.

Precio	Propuesta 1	Propuesta 2	Propuesta 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Propuesta 1		1	0	2	0,33
Propuesta 2	1		1	3	0,5
Propuesta 3	0	0		1	0,17
SUMA				6	1

Con lo mencionado anteriormente, la órtesis a diseñar y construir para el paciente seleccionado debe cumplir con cada requerimiento mostrado en el estudio:

- Medidas personalizadas en sujeción fémur y tibia.
- Sistema de cuerdas y velcro para ajuste.
- Mecanismo graduador de movimiento.
- Material resistente y duradero.
- Precio accesible.
- Ergonomía.

3.2 Moldeo

Para la personalización en el diseño y antropometría, es necesario escanear la pierna izquierda y obtener un mallado de la paciente seleccionada, con ayuda de una aplicación móvil de uso libre disponible para IOS y ANDROID llamada *KIRI Engine*, misma que utiliza como mínimo 72 fotografías del cuerpo y obtiene un modelo tridimensional un formato .STL, como se muestra en la Figura 3.4.

Figura 3. 4 Fotogrametría y Moldeo 3D.



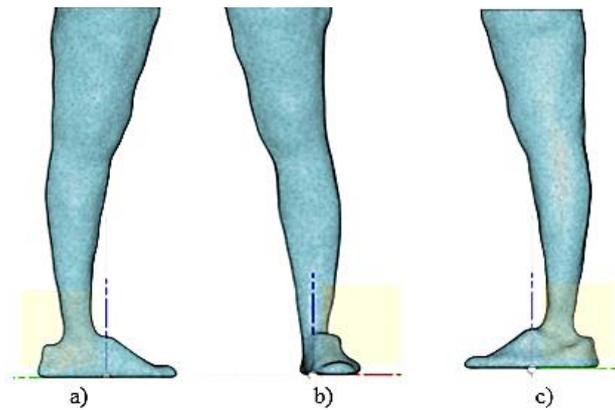
El escaneo tiene una duración de 5 minutos, presentando como principal problema el ambiente y espacio del lugar de trabajo. Tras la obtención de datos y el archivo generado en el software, se realiza la exportación del mismo hacia un nuevo software de tipo computacional llamado *Meshmixer*, que es un software tipo libre que se puede utilizar en Windows, con el propósito de hacer una limpieza de ruido de medición y formación de mallado, además del recorte de extremidad y reducción de elementos que alteran el ambiente de la imagen, así como los entornos del cuerpo a utilizar tomando en cuenta diferentes parámetros, para la construcción y forma del miembro inferior, en la Figura 3.5 se observa lo mencionado.

Figura 3. 5 Mallado de miembro inferior en vista isométrica.



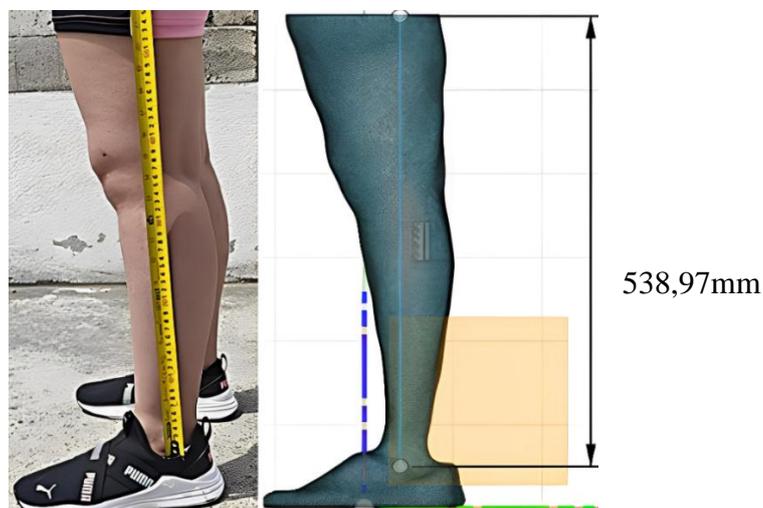
Tras la limpieza en la malla del archivo .STL, se procede a la exportación a una aplicación para tratamiento de superficies, en este caso *Autodesk Fusion 360* que cuenta con licencia educativa de la Universidad Técnica del Norte, mismo que es esencial para el diseño de elementos 3D que tienen que ver con curvas y posee licencia educativa, se recorta y elimina el espacio a utilizar, cabe recalcar que la construcción sobre el mallado propuesto, mismo que cuenta con las medidas personalizadas del escaneo de la pierna en escala real, a continuación en la Figura 3.6 se muestra el detalle mencionado de la extremidad inferior izquierda.

Figura 3. 6 Vistas de mallado en superficies previo a construcción de órtesis; a) Vista interna, b) Vista frontal, c) Vista externa.



Para la toma del porcentaje de error de medición según la fotogrametría y la longitud en tamaño real, se realiza una regla de 3 que muestre el resultado, en la Figura 3.7 es posible evidenciar una comparación entre la cota de un eje en el plano lateral externo, con una imagen tomada en medida de la extremidad inferior izquierda con ayuda de un flexómetro, misma que es calculada desde el cóndilo lateral exterior hacia arriba, dando como resultado una distancia de 539mm hasta la zona donde se va a construir la órtesis activa, mientras que en la imagen proporcionada por la cota en *Autodesk fusion 360*, se puede observar que la medida digital es de 538,97mm hasta la misma zona propuesta anteriormente, para lo cual se procede a calcular el porcentaje de error de medición.

Figura 3. 7 Comparación de distancias desde cóndilo lateral exterior, hasta muslo.



Para el cálculo del error de medición, se utiliza la siguiente operación.

$$Em = 100 - \frac{Dd * 100}{Dr} \quad \text{Ec 3. 1}$$

Donde:

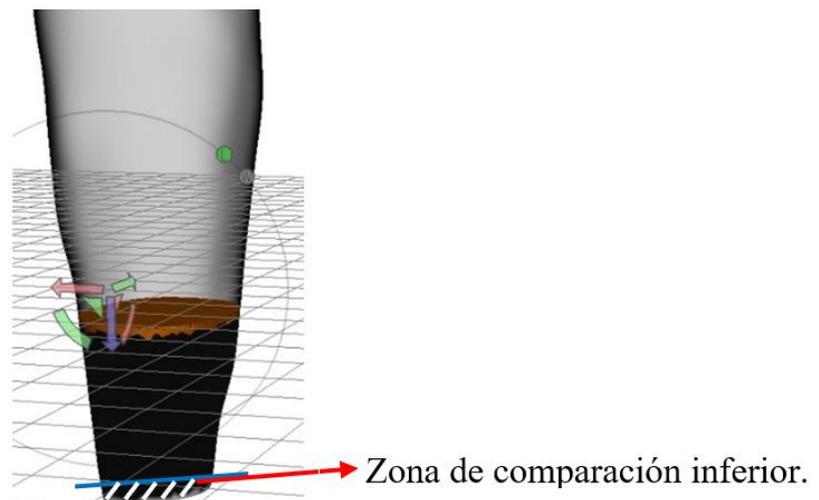
- Em : Error de medición ($Em0$).
- Dd : Distancia digital-impresa = 538,97 mm.
- Dr : Distancia real = 539 mm.

Reemplazando:

$$Em0 = 0,01 \%$$

A continuación, se definen dos elementos de medición en perímetro, tomados desde 10mm de distancia con relación al cóndilo exterior de la pierna izquierda y 100mm desde el centro de la rodilla con dirección a la cadera. Se procede a mostrar las partes mencionadas para comparar medidas tomadas en el sujeto 1 y en los elementos impresos, con ayuda de una cinta métrica. En la figura 3.8 se presenta el primer elemento inferior.

Figura 3. 8 Aro de medición con relación a 10mm de cóndilo exterior de pierna izquierda.



Tras identificar la zona a medir, se imprime en 3D, en este caso en ácido poliláctico, relleno del 50% y a una tolerancia de 0,2mm para realizar una igualación en el margen de error con la parte real de la zona mencionada, el cálculo se realiza por el método manual debido a que la zona de muestra es irregular, se muestra en la Figura 3.9.

Figura 3. 9 Comparación de medidas zona 1; a) fotogrametría (227mm), b) real (220mm).



Empleando la Ec 3.1, se determina el error de medición en la zona 1.

Donde:

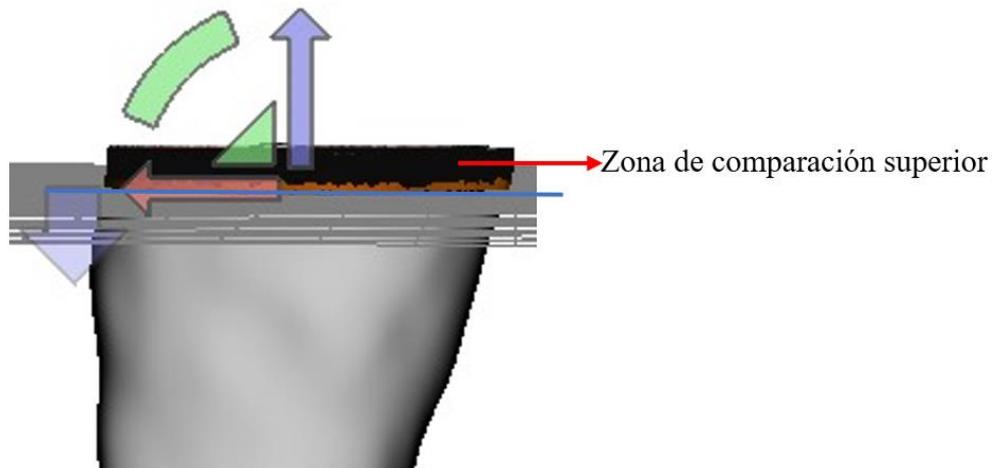
- Em : Error de medición ($Em1$).
- Dd : Distancia digital-impresa = 227 mm.
- Dr : Distancia real = 220 mm.

Reemplazando:

$$Em1 = 3,18\%$$

Así mismo se realiza la comparación entre el perímetro de la zona 2, correspondiente a la parte superior de la extremidad izquierda, ubicada a 100mm de la rodilla. Además, es importante mencionar que la medición es manual, debido a que el contorno es irregular. Se presenta en la Figura 3.10 la zona seleccionada.

Figura 3. 10 Aro de medición con relación a 100mm del centro de la rodilla de la pierna izquierda.



En la Figura 3.11 se identifica el modelo de impresión obtenido por material de Ácido Poliláctico a 0,2mm de tolerancia, igualando el margen de error con la medida real.

Figura 3. 11 Comparación de medidas zona 2; a) Fotogrametría (465mm), b) Real (468mm).



Empleando la Ec 3.1, se determina el error de medición en la zona 2.

Donde:

- Em : Error de medición ($Em2$).
- Dd : Distancia digital-impresa = 465 mm.
- Dr : Distancia real = 468 mm.

Reemplazando:

$$Em2 = 0,64\%$$

Se define la media(M) de los tres valores obtenidos, siendo dicha cantidad el error de medición real en todo el estudio:

$$M = \frac{Em0+Em1+Em2}{3} \quad \text{Ec 3. 2}$$

$$M = 1,28 \%$$

Como se muestra en la Ec. 3.2, el error de medición corresponde a 1,28%, por lo que la escala de dimensiones utilizada es la correcta.

3.3 Diseño de Sistema

Con los requerimientos y restricciones mencionados en el literal 3.1 y los datos de la Tabla 1.2, se plantea una propuesta de solución según los datos de la paciente:

Se menciona que el mecanismo debe estar compuesto de 2 barras articulares femorales, 2 barras articulares tibiales, 2 goniómetros con ajuste cada 15 grados para flexión y extensión, 2 férulas, femoral y tibial respectivamente, 2 pasadores para selección de movimiento, sistema de ajuste personalizado en correas y velcro, finalmente recubrimiento interno de neopreno o almohadillas que garanticen la comodidad de las férulas, además de pernos que ajusten el ensamble.

- **Edad de la paciente:** La órtesis de rodilla está dirigida a una paciente de 24 años.
- **Condición actual de la paciente:** En la actualidad la paciente se encuentra en proceso de rehabilitación postquirúrgica de ruptura de ligamento cruzado anterior de rodilla de la pierna izquierda, en consecuencia, por un accidente en un entrenamiento de fútbol.
- **Objetivo de terapia a través del uso de órtesis activa de rodilla:** La Órtesis de rodilla tiene como propósito ayudar a la recuperación de movilidad de rodilla en forma gradual,

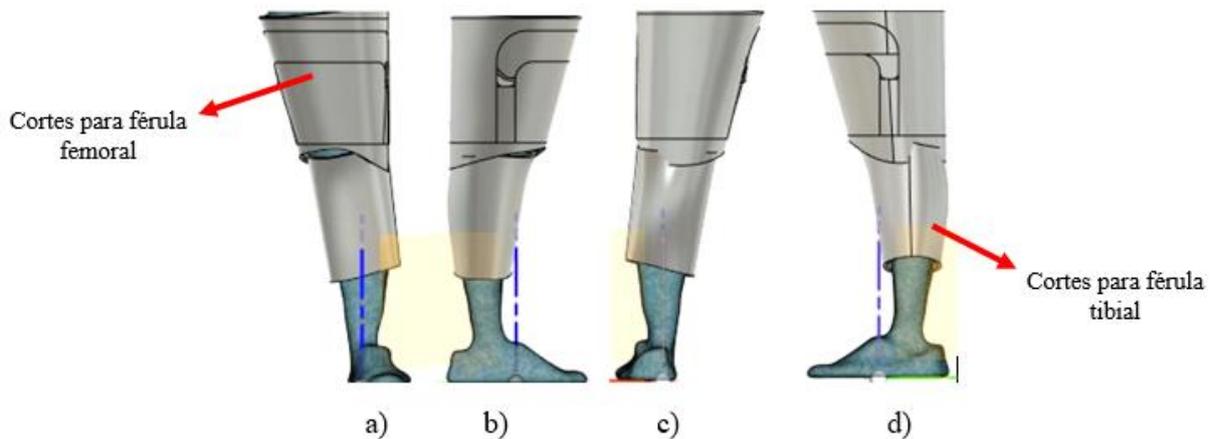
según el avance de movimiento proporcionado en las terapias médicas, así como las mediciones angulares de las mismas, de manera que el dispositivo se pueda adaptar a las condiciones físicas de la paciente.

- **Avances del sujeto través del uso de la órtesis de rodilla:** El sujeto podrá recuperar el movimiento exponencialmente y adquirir ayuda en la caminata normal, por medio del bloqueo en los ángulos de flexión y extensión del miembro inferior izquierdo.
- **Funcionamiento:** El dispositivo debe contar con algunos modos de uso, la parte gradual, movimiento conjunto de fémur y tibia, además de un ajuste rápido y sencillo en el bíceps femoral y superficie de la tibia.

3.3.1 Diseño de Férulas con medidas antropométricas

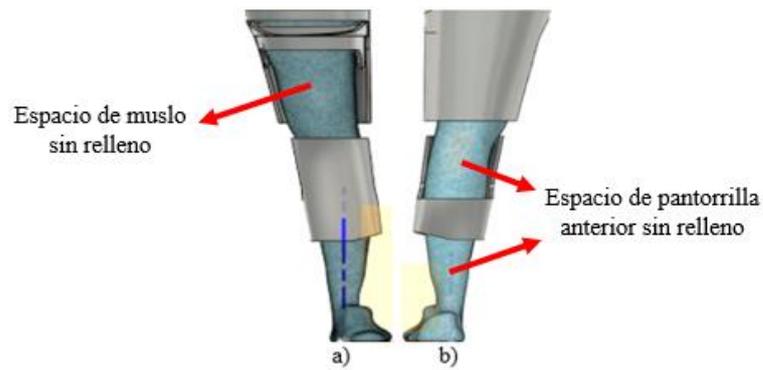
La construcción sobre la superficie de la malla se comienza desde el plano alzado, mediante el uso de los comandos proporcionados por la aplicación, empezando por el recubrimiento total de la extremidad inferior izquierda, como se indica en la Figura 3.12.

Figura 3. 12 Recubrimiento de mallado en 4 vistas; a) Posterior, b) Interno, c) Anterior, d) Externo.



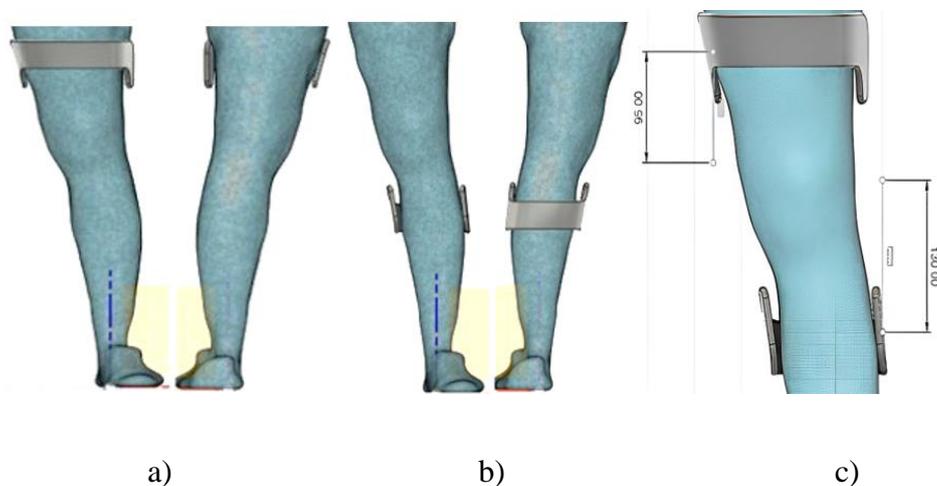
Después del recubrimiento de material alrededor de la malla de miembro inferior, se procede a realizar el corte de elementos que no se van a utilizar en la zona donde se aplica las férulas para fémur y tibia, es decir muslo y pantorrilla respectivamente, en la Figura 3.13 se visualizan los cortes realizados, así como bocetos de contorno.

Figura 3. 13 Recorte de material en base a diseño de órtesis; a) Recorte posterior, b) Recorte anterior.



Según la matriz QFD planteada anteriormente, se diseña la férula para muslo tomando en cuenta espacio para sujeción que está dado desde la superficie de la pierna hasta el plano medio con una distancia de 75 mm, tamaño y función muscular. Como se indica anteriormente, también se diseña la férula correspondiente a la pantorrilla, considerando el movimiento muscular que se da por la caminata ininterrumpida de relación entre férulas femoral y tibial según las distancias que ocuparán las barras articulares Figura 3.14, donde además se indica la vista frontal y posterior de la misma. Tras el diseño de férulas, se procede a generar los bocetos de las barras articulares del fémur y la tibia, para ello es posible tomar las dimensiones de 95mm y 130mm desde el centro de férula femoral y tibial respectivamente, como se presenta a continuación.

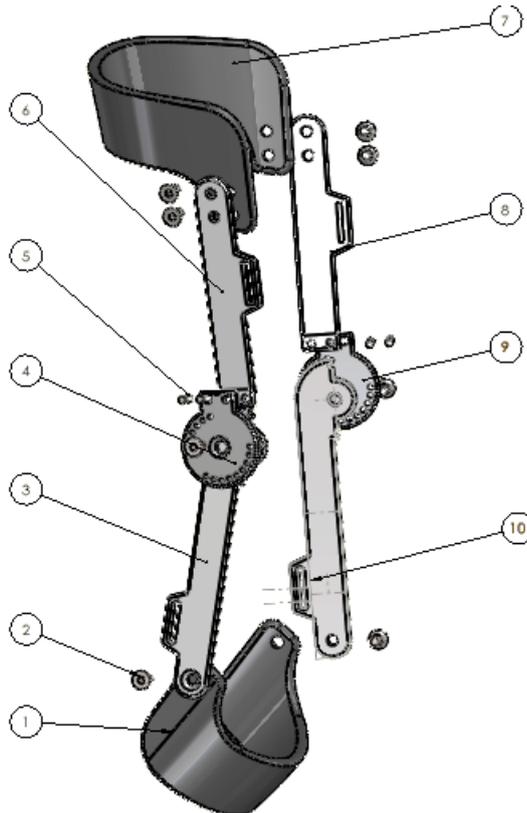
Figura 3. 14 Dimensiones de referencia para construcción de barras articulares; a) Férula femoral, b) Férula tibial, c) Distancia de centro de férulas hasta rodilla.



3.3.2 Descripción de alternativa de solución

Después de presentar el modelo de férulas en el moldeo de mallado, se propone el siguiente esquema de órtesis activa para rehabilitación de rodilla, en la Figura 3.15 se indica el ensamble y componentes que conforman la propuesta, (Revisar anexo 1).

Figura 3.15 Vista explosionada de propuesta de solución.



La descripción de cada uno de los elementos que componen la propuesta de solución ayuda a identificar y comprender de forma concisa el objetivo del presente proyecto, como se muestra en la Tabla 3.7.

Tabla 3. 7 Descripción de los elementos que conforman la propuesta de solución.

Nro.	Descripción	Cantidad
1	Férula tibial.	1
2	Pasadores 1/4 x 1plg.	8
3	Barra articular tibial derecha.	1
4	Goniómetro derecho.	1
5	Pasadores 3/16.	4
6	Barra articular femoral derecha.	1
7	Férula femoral.	1
8	Barra articular femoral izquierda.	1
9	Goniómetro izquierdo.	1
10	Barra articular tibial izquierda	1

3.3.3 Especificaciones de solución

Para explicar la solución, es necesario dar a conocer la selección de componentes, materiales y diseño de los elementos no estandarizados, tomando en cuenta los procesos de fabricación.

3.3.3.1 Selección de materiales.

Las piezas que conforman la órtesis activa están elaboradas con materiales que se adapten a las necesidades del sujeto, garantizando un factor de seguridad superior a 5, puesto que se enfoca en un caso de tratamiento médico, por lo que el cuidado de la persona es lo principal a recalcar, los materiales según cada componente son:

- **Férulas:** Material resistente, no tóxico y flexible.
- **Barras articulares:** Elementos resistentes y rígidos.
- **Goniómetros:** Material metálico.
- **Pasadores:** Elementos resistentes y rígidos.

- **Cuerdas:** Velcro y correas de hilo hasta 30mm.
- **Recubrimiento:** Material acolchado.
- **Elementos estandarizados:** Material metálico.

3.3.3.2 Férulas

- **Femoral:** Elemento de sujeción superior (muslo) cuenta con dimensiones de 55.21x28.47x536.1 mm respectivamente desde el centro de masa, tiene un volumen de 114940.51 mm³, cuenta con 4 orificios redondos de 6mm, ideales para pernos de hasta 5,5 mm de diámetro, además de 2 cortes rectangulares, para sujeción de cuerdas de ajuste, en el Anexo 2, plano código D.P.R.FF.001.001, se halla el diseño de la pieza mencionada.
- **Tibial:** Elemento de sujeción superior (pantorrilla) cuenta con dimensiones de 9.76x69.39x283.26 mm respectivamente desde el centro de masa, tiene un volumen de 89561.1 milímetros cúbicos, cuenta con 2 orificios redondos de 6mm, ideales para pernos de hasta 5,5mm de diámetro, además de 2 cortes rectangulares, para sujeción de cuerdas de ajuste, en el Anexo 2, plano código D.P.R.FT.001.005, se halla el diseño de la pieza mencionada.

3.3.3.3 Barras articulares

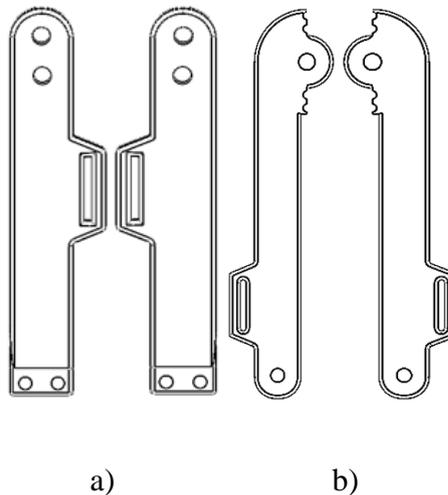
Las barras diseñadas para la órtesis activa son elaboradas tomando en cuenta las medidas proporcionadas en las medidas antropométricas, que corresponden a 95mm desde el muslo hasta la rodilla y 130 mm desde la pantorrilla hacia la rodilla, sabiendo que la pierna tiene una distancia total de 538,97 mm.

- **Barras articulares femorales:** Corresponden a las primeras barras, seguidas de la férula femoral, pues van empotradas a la misma estáticamente. Las dimensiones de las

barras izquierda y derecha son iguales. Las barras tienen 5mm de espesor y las dimensiones calculadas según la distancia obtenida en las mediciones antropométricas, cuentan con una abertura lateral de 30x5 mm para permitir el paso de las correas de seguridad, como se muestra en la Figura 3.16, vale recalcar que la barra izquierda tiene las mismas dimensiones en sentido contrario.

- **Barras Tibiales:** Muestran la relación entre la tibia con el fémur a través de la unión por medio del goniómetro, se hallan conectadas con la férula tibial y son dinámicas, pues son las mismas que describen el movimiento, así como el control de flexión o extensión, cuentan con una abertura lateral de 30x5 mm para permitir el paso de las correas de seguridad. Las barras poseen un grosor de 5 mm, se indican en la Figura 3.16, cabe mencionar que ambas tienen las mismas medidas.

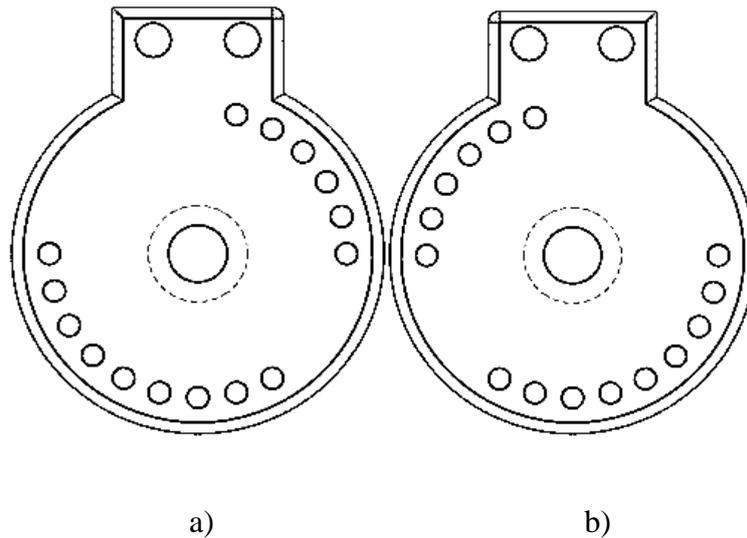
Figura 3. 16 a) Barra femoral, b) Barra tibial.



3.3.3.4 Goniómetros

Corresponden al mecanismo encargado de graduar el movimiento de flexión-extensión en un desplazamiento de 15 grados progresivamente, cuentan con un espesor de 3 mm, además de 6 cavidades para extensión y 9 para flexión, en la Figura 3.17 se observan dichos elementos.

Figura 3. 17 Goniómetros; a) Goniómetro izquierdo, b) Goniómetro derecho.



- **Pasadores:** Elementos resistentes metálicos, ideales para el control de los goniómetros, así como algunas uniones entre barras, en su mayoría con hechos de material de acero galvanizado, mismo con el que se fabrican los componentes estandarizados, cabe mencionar que las dimensiones pueden ser (6,35; 4,76 y 3) mm de diámetro con una longitud máxima de hasta 1plg, en dependencia de la profundidad que se halla en las piezas.

- **Recubrimiento (Neopreno):** Corresponde a un material de la familia de los cauchos sintéticos, resistente a las altas temperaturas, y posee buena estabilidad y flexibilidad debido a su composición, se caracteriza por ser un material

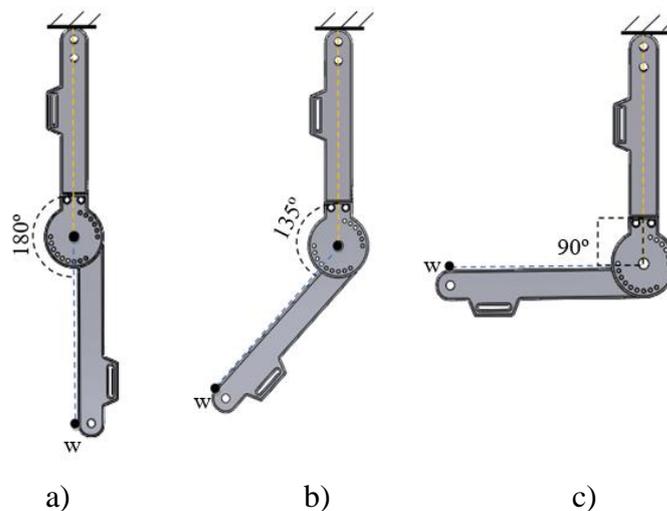
impermeable, ideal para el recubrimiento y contacto directo con la piel gracias a sus propiedades antialérgicas del látex, además es suave y preciso en la protección con materiales duros e incómodos [43].

- **Elementos estandarizados:** En este tipo de elementos se encuentran principalmente los componentes de sujeción, como pernos y tornillos, que van a ser de tipo cabeza hexagonal, así como sus respectivas roscas. en material de acero galvanizado, las dimensiones son las mismas planteadas en los pasadores.

3.4 Cálculo de esfuerzos

Para el estudio de los esfuerzos y cargas que se aplican sobre la órtesis de rodilla, tomando en cuenta tres posiciones de caminata normal, se definen los planos donde van ubicados los puntos y juntas de guía de rodilla, como primer requerimiento se necesita determinar el número de grados de libertad (GDL), correspondiente al mecanismo, en este caso la Férula femoral representa el empotramiento, mientras que los demás componentes las juntas y eslabones para la gráfica del diagrama de cuerpo libre, en la Figura 3.18, se muestran los diagramas de bosquejo para una caminata normal, correspondiente a 180, 135 y 90 grados respectivamente, donde w = peso de sujeto.

Figura 3. 18 Diagrama de bosquejo; a) Caminata 180°, b) Caminata 135°, c) Caminata 90°.



Utilizando la Ecuación de Grubler, se determina los grados de libertad del mecanismo articular, en la Tabla 3.8 se representa los datos utilizados en la fórmula de esta.

Tabla 3. 8 Elementos de ecuación para determinar los GDL.

		Valores
Eslabones	n	2
Número de uniones principales	h	1
Número de uniones de orden superior	jp	0

$$M = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2jp \quad \text{Ec 3. 3}$$

$$M = 1$$

Es posible afirmar que la órtesis de rehabilitación activa cuenta con 1 grado de libertad, por lo que se denomina mono-céntrica. Posteriormente se determina los ángulos de movimiento para las posibles zonas críticas, donde se encuentran sometidas las barras articulares.

Para este caso, se analiza la posición de la persona, en caminata normal o al sentarse tomando en cuenta los requerimientos de posición que influyen en el momento dado y fuerza utilizada. En el estudio y análisis de movimiento se toman los siguientes ángulos:

- 180° (Posición inicial)
- 135° (Caminata)
- 90° (Posición sentado)

En el diseño planteado, se procede a la identificación de secciones que se encuentran en la zona de cargas con la ayuda de análisis de fuerzas y momentos, tomando en cuenta la estructura como una viga, y las férulas se consideran empotramientos. En el desarrollo del sistema se contemplan algunas características mecánicas como masa y estatura, mismos datos que son 55 kg y 1,50 m (1500 mm) respectivamente.

3.4.1 Cálculos estáticos de deflexión

Los cálculos de deflexión sirven para analizar las férulas como una viga o empotramientos, de manera que las barras articulares corresponden a una estructura, corroborando y haciendo una adecuada selección del material para identificar el que tiene deflexión menor.

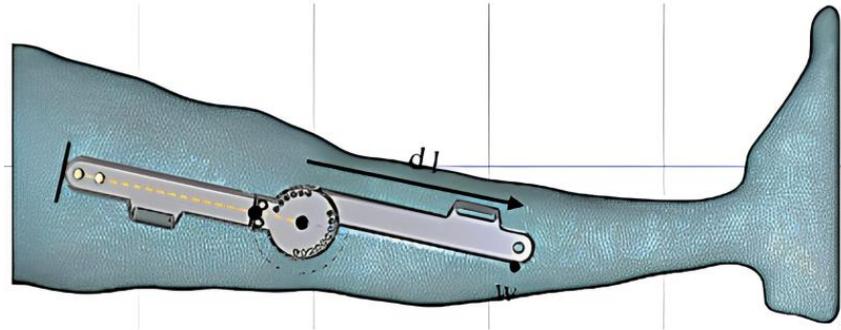
Los datos de la paciente se muestran a continuación:

- Masa = 55 kg
- Gravedad = $9,81 \text{ m/s}^2$
- Peso = $55 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m/s}^2 = 539,5 \text{ N}$
- Peso dividido en 4 percentiles de 25%, ya que la aplicación es solamente en una extremidad para aplicación de fuerzas, por lo tanto: $w = 134,87 \text{ N}$

En la selección de materiales, se debe tomar en cuenta la Tabla 3.5 de ponderados mostrada anteriormente, donde se indica que los mismos deben ser livianos, resistentes y económicos, cabe mencionar que no puede ser el mismo material en toda la órtesis, debido a la comodidad y distribución de cargas en la pierna.

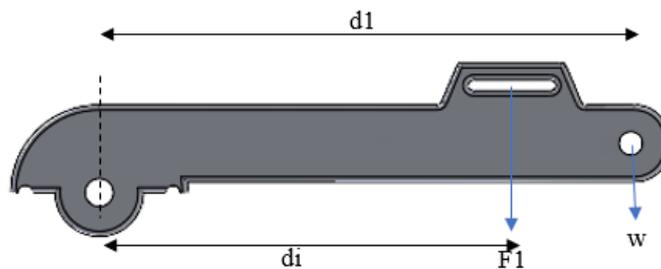
A continuación, se parte de un diseño conceptual donde se identifican las secciones críticas, con la ayuda de análisis de fuerzas y momentos, dimensiones de eslabones y propiedades de los materiales para hallar el factor de seguridad en un ángulo normal de 180° , en la zona interna de la pierna izquierda, como se indica en la Figura 3.19.

Figura 3. 19 Ubicación de eslabones derechos en mallado para análisis de esfuerzos.



Como se muestra en la Figura 3.23, el diagrama permite identificar los elementos que actúan en los eslabones laterales, por lo que, tras la identificación de fuerzas es esencial un análisis individual de cada eslabón para identificar puntos críticos, donde la probabilidad de fallo sea más alta, en la Figura 3.20 se indica el diagrama de cuerpo libre del eslabón inferior.

Figura 3. 20 Diagrama de cuerpo libre (DCL) eslabón inferior.



Donde:

- $d1$ = Distancia de uniones (150 mm = 0,15 m)
- d_i = Distancia de unión hasta fuerza aplicada en correas de sujeción (117 mm = 0,117 m).
- w = Peso representado en 25% = 134,87 N.
- $F1$ = Reacción en punto de apoyo.

Se realiza la sumatoria de fuerzas en el eje Y, así como los momentos sobre la barra articular, donde se obtiene:

$$\sum Fy = F1 + w$$

Ec 3. 4

$$F1 = -w$$

$$F1 = -134,87 \text{ N}$$

$$\sum M = 0$$

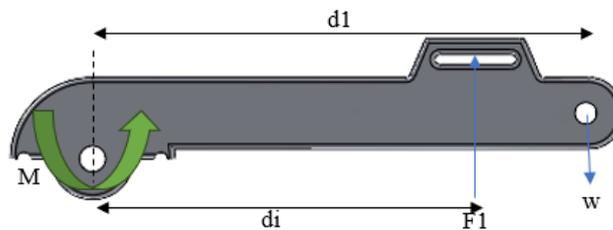
Ec 3. 5

$$\sum M = d_i * F1 - d_1 * w$$

$$\sum M = 36,01 \text{ Nm}$$

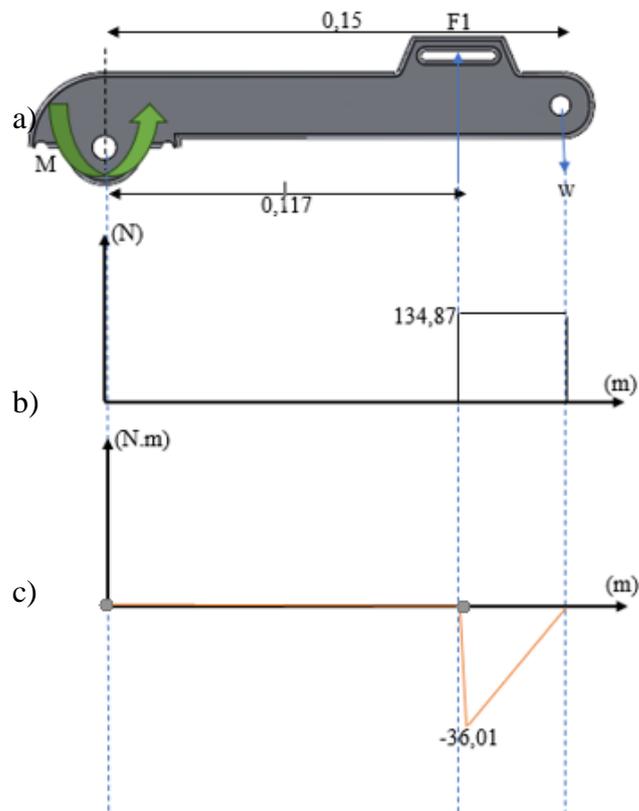
- Las fuerzas en movimiento se pueden representar en el siguiente diagrama, como se muestra en la Figura 3.21.

Figura 3. 21 Diagrama de pieza inferior con reacción.



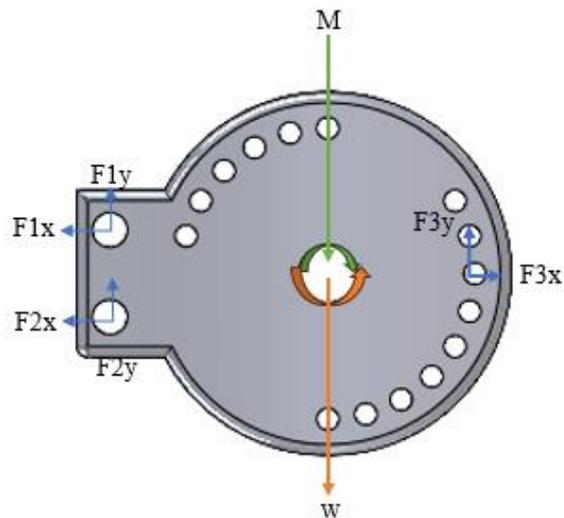
Se procede a graficar el diagrama de corte y momento, con el fin de determinar el punto crítico, en la Figura 3.22 se observa dicha representación.

Figura 3. 22 Diagrama de corte y momento, eslabón inferior; a) Diagrama de cuerpo libre (DCL), b) Diagrama de corte, c) Momento máximo.



Tras determinar la reacción, se puede apreciar que el punto crítico del eslabón inferior es en la articulación, ya que allí se encuentra el momento con un mayor amplitud, para determinar el diagrama de cuerpo libre del goniómetro, se representa la carga distribuida que corresponde al peso de la paciente como fuerzas puntuales en el eslabón, tomando en cuenta una vez más que este es en relación al 25%, realizando la sumatoria de fuerzas en el eje Y, además de momentos en la articulación como se indica a continuación en la Figura 3.23.

Figura 3. 23 Diagrama de cuerpo libre en sujeción de eslabones.



Se procede a realizar las sumatorias de fuerzas y momentos que se aplican en el goniómetro, dónde:

- F_{1x} , F_{2x} , F_{3x} = Componentes en el eje x de las reacciones en apoyos sobre la barra articular superior y pasador de regulación.
- F_{1y} , F_{2y} , F_{3y} = Componentes en el eje y de las reacciones en apoyos.
- R_m = Reacción momento.
- w = Peso correspondiente al 25% = 134,87 N.

A continuación, se realizan los cálculos de los datos mencionados.

$$\sum F_x = -F_{1x} - F_{2x} + F_{3x} = 0 \quad \text{Ec 3. 6}$$

$$F_{1x} + F_{2x} = F_{3x}$$

$$\sum F_y = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} - M - w = 0 \quad \text{Ec 3. 7}$$

$$F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} = R_m + w$$

$$F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} = 170,88 \text{ N}$$

$$\sum M = -M + Mw + d_{1y} * F_{1x} - d_{2y} * F_{2x} + d_{3x} * F_{3y} - d_{2x} * F_{2y} - d_{1x} * F_{1y} = 0 \quad \text{Ec 3. 8}$$

Tras analizar el diagrama de cuerpo libre en la Figura 3.30, se puede observar que F_1 y F_2 son simétricamente iguales, por lo que es posible deducir que:

$$|F1| = |F2|$$

$$-2 * d2x * F2y + d3x * F3y = 36,01N$$

Ec 3. 9

$$\begin{bmatrix} 2 * F2y & F3y & 170,88 \\ -0,04 * F2y & 0,02 * F3y & 36,01 \end{bmatrix}$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones:

$$F2y = -407,4 N$$

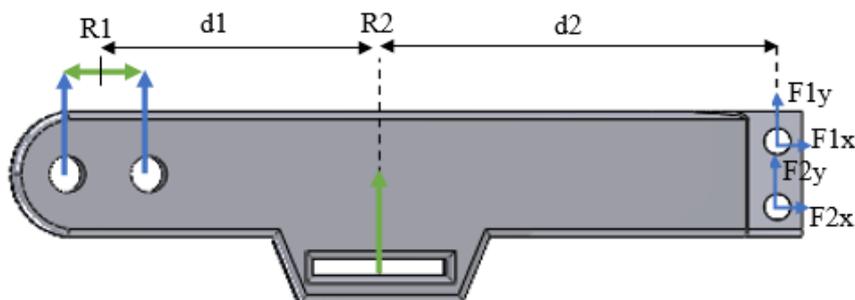
$$F3y = 985,69 N$$

A continuación, se muestra los nombres de las variables de distancia, donde:

- $d1x, d2x, d3x = 0,02 m$ (distancia horizontal desde la articulación de rodilla, hasta puntos de contacto).
- $d1y, d2y = 0,02 m$ (distancia vertical desde la articulación de rodilla, hasta puntos de contacto).
- $M = 0,04 m$ (distancia entre M y la articulación).

Tras hallar las fuerzas resultantes que corresponden a la pierna lesionada y factores externos, se procede a calcular las reacciones del eslabón superior, como se muestra en la Figura 3.24.

Figura 3. 24 Diagrama de cuerpo libre eslabón superior.



Cabe mencionar que R1 se origina en la distribución de cargas que se produce en las dos uniones del eslabón superior con la férula femoral, misma que se considera un empotramiento en el cálculo de esfuerzos.

$$\sum F_y = R1 + R2 + F1y + F2y = 0 \quad \text{Ec 3.}$$

10

$$R1 + R2 = -F1y - F2y = 170,88$$

$$\sum M = -R1 * (d1 + d2) - R2 * d2 - d1 * F1x + d2y * F2x - d2x * F2y - d1x * F1y = 36,01N \quad \text{Ec 3.}$$

11

$$\begin{bmatrix} R1 & R2 & 170,88 \\ -0,02 * R1 & 0,02 * R2 & 36,01 \end{bmatrix}$$

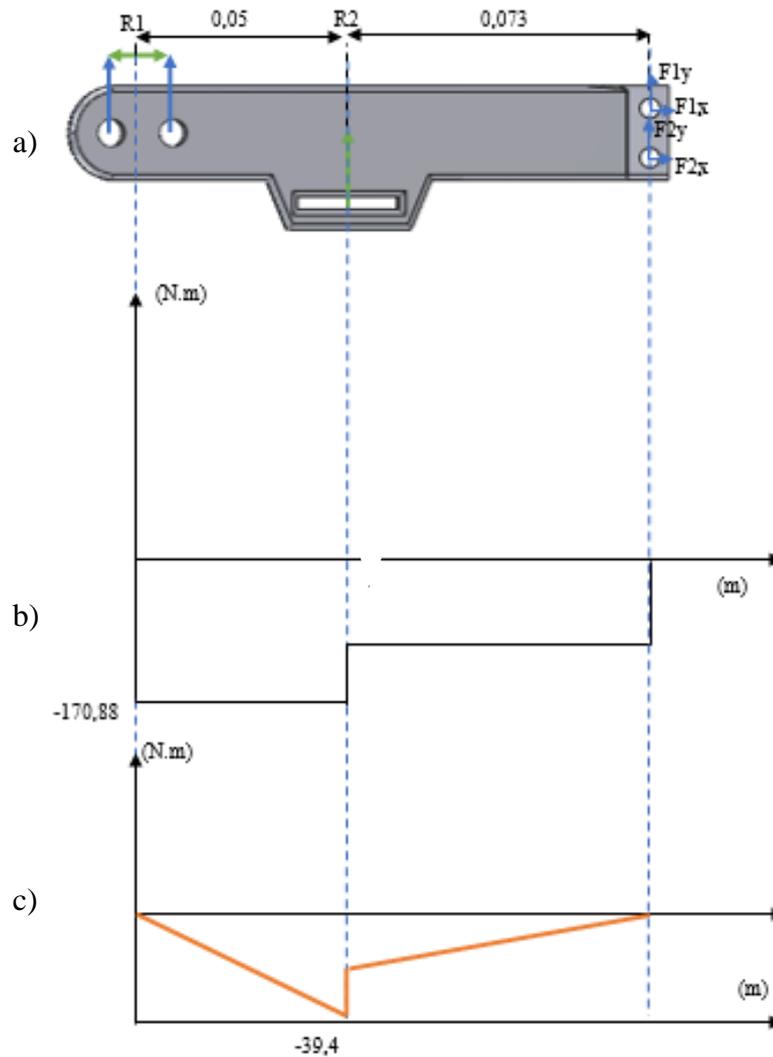
Resolviendo el sistema de ecuaciones:

$$R1 = -170,88N$$

$$R2 = 39,42N$$

Tras determinar las reacciones, se construye el diagrama de corte y momento, con el fin de determinar el punto crítico del eslabón, indicando en la Figura 3.25, de manera que sea posible hallar las resistencias necesarias para el cálculo de factor de seguridad.

Figura 3. 25 Diagrama de corte y momento, eslabón superior; a) DGL, b) Diagrama de corte y momento, c) Momento máximo.



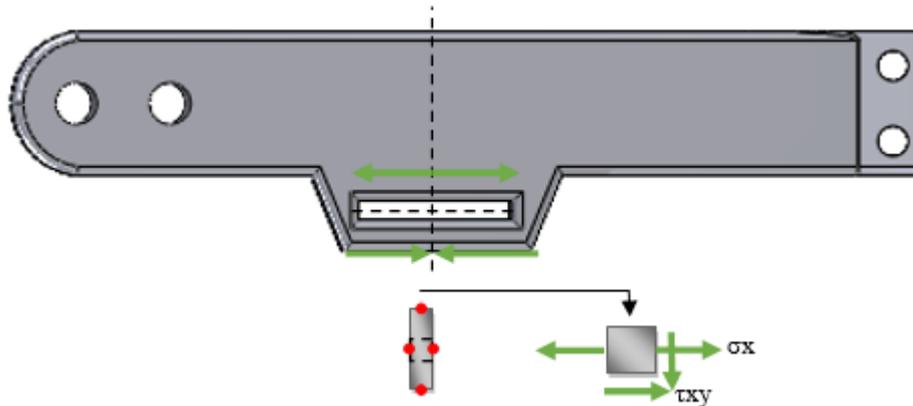
Como se puede apreciar en el diagrama, el punto crítico se halla en R2.

3.4.2 Cálculo de Esfuerzos

Tomando en cuenta los movimientos a realizar por el dispositivo, en el transcurso de la terapia, se selecciona el método de Goodman para análisis de fatiga en esfuerzo fluctuante en materiales dúctiles, comparando los momentos máximos de las barras articulares, se obtiene (36,01 Nm) en la inferior y (-39,4 Nm) en la superior, siendo la referencia el punto donde se encuentra el mayor momento de los eslabones, misma que se considera zona crítica que sirve como medida en todos los eslabones. Cabe recalcar que se considera un espesor de $e = 5$ mm y su altura como variable.

En la Figura 3.26, es posible apreciar la sección transversal a calcular, que pertenece al eslabón superior.

Figura 3. 26 Sección transversal de eslabón superior.



Para la aplicación del método de Goodman, hay que tomar en cuenta ciertos parámetros de selección, propios de cada material que se haya escogido:

- Material PLA 80%, Fibra de Carbono 20%.
- Resistencia a la tensión $S_u = 50$ Mpa.
- Resistencia a la fatiga $S_n = 26$ Mpa.
- Factor de material $C_m = 1.0$ para PLA reforzado.
- Factor de tipo de esfuerzo $C_{st} = 1.0$, considerando esfuerzo flexionante.
- Factor de confiabilidad $C_R = 0.9$, puesto que se asume una confiabilidad del 90%, se aprecia en la Tabla 3.9.
- Factor de tamaño $C_s = 1.0$, puesto que el diámetro del filamento es de 1,75 mm, considerando que la altura está comprendida entre 8 y 10 veces el valor del espesor, por lo tanto $b_e = 45$ mm, se puede observar en la Tabla 3.10.

Tabla 3. 9 Factor de confiabilidad para material seleccionado [44].

Confiabilidad	Factor Cr
0.5	1.0
0.9	0,9
0.99	0,81
0.999	0,75

Tabla 3. 10 Factor de tamaño de material [44].

Unidades del Sistema Tradicional	
Rango de tamaño	Diámetro en PLG
$D \leq 0.3$	$C_s = 1.0$
$0.3 < D \leq 2.0$	$C_s = (D/0.3)^{-0.11}$
$2.0 < D \leq 10.0$	$C_s = 0.859 - 0.02125 * D$
Unidades SI	
$D \leq 7.62$	$C_s = 1.0$
$7.62 < D \leq 50$	$C_s = (D/7.62)^{-0.11}$
$50 < D \leq 250$	$C_s = 0.859 - 0.000837 * D$

$$De = 0,808 * \sqrt{b_e * e} \quad \text{Ec 3. 12}$$

$$De = 12,12 \text{ mm} = \mathbf{0, 1212m}$$

Se define una vez más el factor de tamaño real de material, debido a que El diámetro es menor que 7.62, por lo tanto:

$$Cs = 1.0$$

A continuación, se determina la resistencia a la fatiga S'_n , asumiendo que PLA con fibra de carbono, corresponde a un material dúctil:

$$S'_n = S_n(C_m)(C_{st})(C_R)(C_S) \quad \text{Ec 3. 13}$$

$$S'_n = 26(1.0)(1.0)(0.9)(1.0) = 23.4 \text{ Mpa}$$

El esfuerzo normal alternativo es definido como (σ_a) y esfuerzo normal medio (σ_m), determinando la ecuación de diseño, pero antes se determina el momento de esfuerzo alternante (a) y momento de esfuerzo medio (m), como se indica en Ec 3.12 y Ec 3.13 respectivamente:

$$a = \frac{\text{max}-\text{min}}{2} = \frac{39.04+36.01}{2} = 37,52 \text{ Nm} \quad \text{Ec 3. 14}$$

$$m = \frac{\text{max}+\text{min}}{2} = \frac{39.04-36.01}{2} = 1,51 \text{ Nm} \quad \text{Ec 3. 15}$$

$$\sigma_a = \frac{a*c}{I} = \frac{a*(h/2)}{(e*h^3/12)} = \frac{6*m}{e*h^2} \quad \text{Ec 3. 16}$$

$$\sigma_m = \frac{m*c}{I} = \frac{m*(h/2)}{(e*h^3/12)} = \frac{6*m}{e*h^2} \quad \text{Ec 3. 17}$$

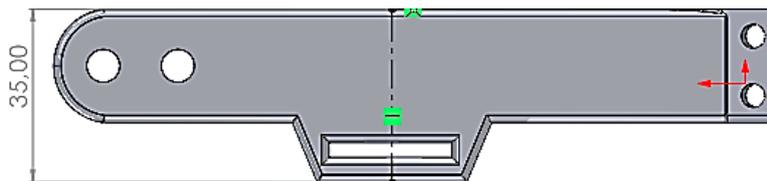
$$\frac{1}{n} = \frac{kt*6*a}{S'_n*e*h^2} + \frac{6*m}{S_u*e*h^2} \quad \text{Ec 3. 18}$$

Donde:

- $a = 37.52 \text{ Nm}$ (Momento de esfuerzo alternante).
- $m = 1,51 \text{ Nm}$ (Momento de esfuerzo medio).
- $N =$ Factor de seguridad.
- $h = 35$ (altura de zona evaluada).
- $kt = 1$ (factor de concentración de esfuerzos).
- $e = 0,05$ (espesor)

A continuación, se determina la altura en mm que se desea evaluar, como se indica en la Figura 3.27.

Figura 3. 27 altura de zona crítica.



Sustituyendo y despejando la Ec 3.16, se halla el factor de seguridad:

$$n = \frac{1}{(kt*6*a)/(S'_n*e*h^2) + (6*m)/(S_u*t*h^2)} \quad \text{Ec 3. 19}$$

$$n \approx 7,34$$

Como se observa anteriormente, en la zona crítica de la barra y tomando en cuenta el material de fabricación se llega a un factor de seguridad de $n \approx 7$,

lo que quiere decir que la órtesis puede soportar hasta 7 veces la fuerza de aplicación.

3.5 Análisis estático

Para llevar a cabo dicha sección se utiliza el complemento *SIMULATION*, que se puede hallar en SolidWorks, mismo que permite aplicar la fuerza que se determina en el cálculo y distribución de fuerza del sujeto. A continuación, se procede con el mallado y cálculo del factor de seguridad de la pieza evaluada, tomando en cuenta el material de cada elemento.

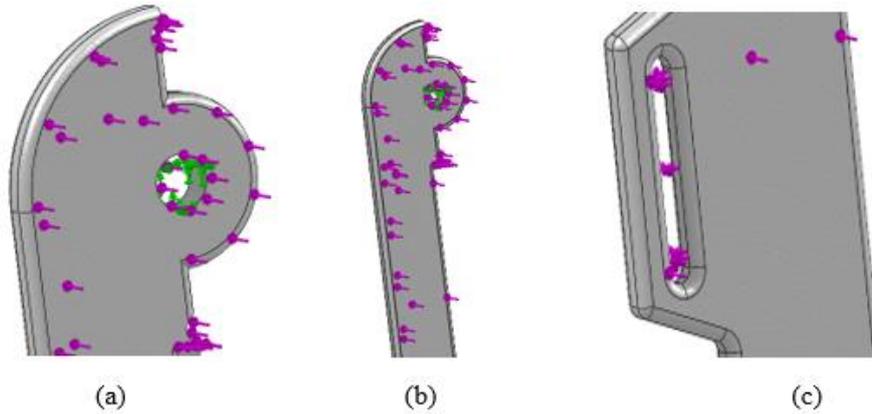
Se comienza con la obtención de la ficha técnica del material, con datos necesarios como límite elástico y otras resistencias, en este caso de PLA reforzado con fibra de carbono para el análisis de la barra tibial, como se muestra a continuación en la Tabla 3.11.

Tabla 3. 11 Ficha técnica de material PLA reforzado con fibra de carbono [45].

<i>Propiedad</i>	<i>Valor</i>	<i>Unidades</i>
Módulo elástico	28,87	GPa
Coefficiente de Poisson	0,394	N/D
Módulo cortante	318,9	MPa
Densidad de masa	1020	kg/m ³
Límite de tracción	45	MPa
Límite de compresión	45	MPa
Límite elástico	100	MPa
Conductividad térmica	0,2256	W/(m.K)

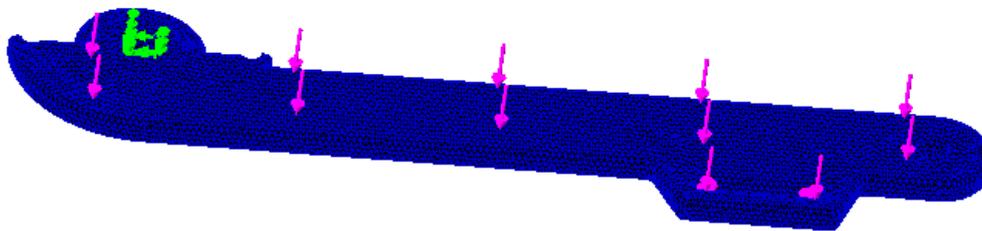
Las fuerzas de aplicación se distribuyen en las zonas críticas de cada elemento que conforma la órtesis, definiendo como zona fija a las uniones conformadas por pernos y pasadores, en la Figura 3.28 se aprecia la dirección de fuerzas.

Figura 3. 28 Distribución de fuerzas y carga en barra tibial; (a) Geometría fija, (b) Fuerza lateral, (c) Fuerza en ajuste.



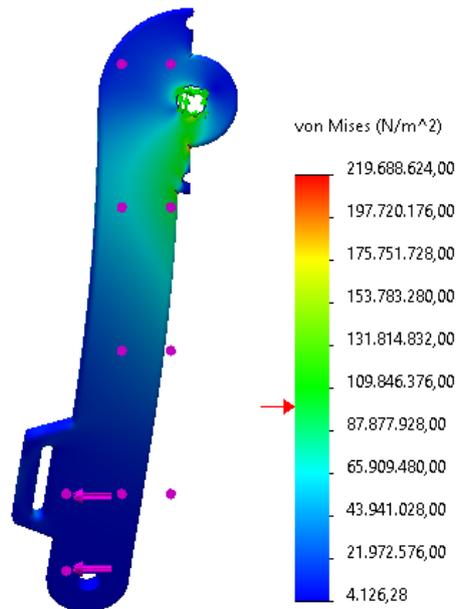
El cálculo de factor de seguridad y esfuerzos máximos está dado por un análisis de convergencia, según el tipo de mallado y número de elementos que se ha utilizado, empezando por un tipo de malla gruesa, hasta la más fina, como se indica en la Figura 3.29, cabe recalcar que el factor de seguridad deberá cumplir con ser mayor a 7.0.

Figura 3. 29 Diseño de mallado fino.



En el mallado se concluye con los resultados para la curva de convergencia en el mallado más fino que proporciona SolidWorks, en la Figura 3.30 se muestra el esfuerzo máximo, este se define con el número de elementos obteniendo una curva de desplazamiento, para lo cual se necesitan 5 pares de coordenadas (esfuerzo y número de elementos).

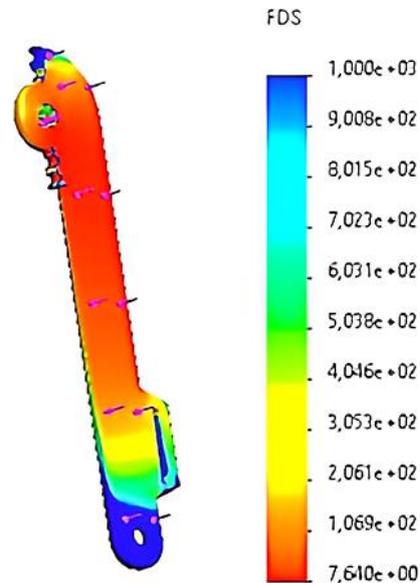
Figura 3. 30 Esfuerzo máximo en mallado de barra inferior.



Se muestra el factor de seguridad generado en el análisis en la Figura 3.31, donde se puede apreciar las zonas con un factor de seguridad mayor en colores cálidos, mientras que las principales zonas críticas o expuestas a soportar mayores esfuerzos, se hallan con colores fríos.

Figura 3. 31 Factor de seguridad en mallado de barra inferior.

Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 7,6



A continuación, se muestra la Tabla 3.12 con los datos obtenidos en el cálculo del factor de seguridad de *Von Mises* de la barra tibial, cabe resaltar que la fuerza aplicada sobre el cuerpo

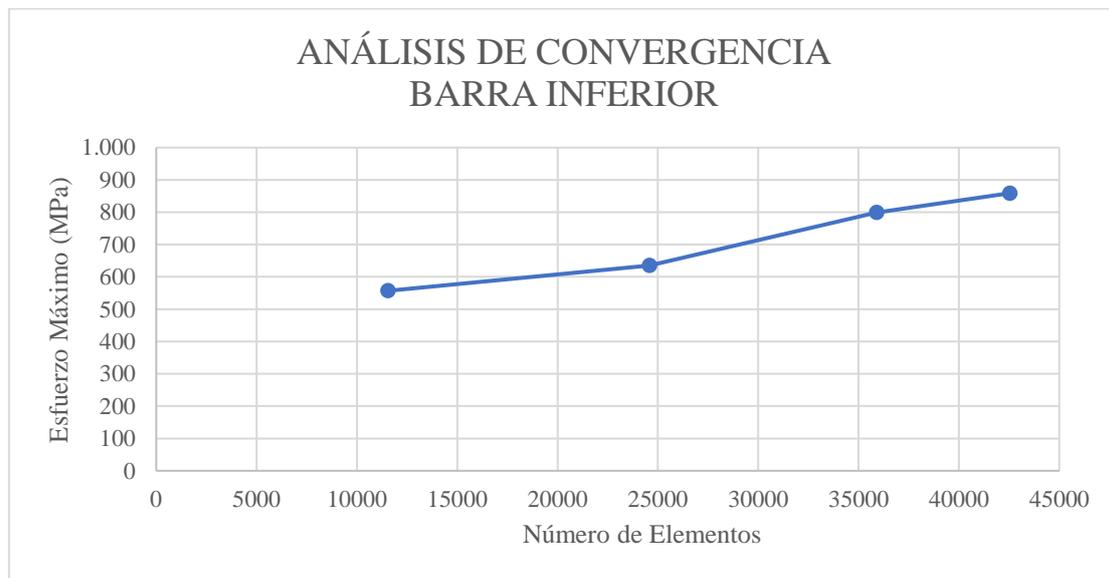
es de 134,87 N, según el criterio propuesto en el lateral 3.4.1. Para el desarrollo de la curva de convergencia, se obtienen los siguientes datos de número de elementos y esfuerzo máximo.

Tabla 3. 12 Datos de elementos y esfuerzo máximo de barra tibial.

<i>Nro. Elementos</i>	<i>Esfuerzo máximo en MPa</i>	<i>Factor de Seguridad</i>
17084	177,4	5,1
23456	195,5	5,6
37439	211,6	5,8
40787	217,8	6,2
82752	219,7	7,4

En la Figura 3.32 se indica la gráfica de resultados, tomando en cuenta principalmente los esfuerzos máximos en el eje de las ordenadas (vertical) y el número de elementos en el eje de las abscisas (horizontal) en dependencia del mallado realizado.

Figura 3. 32 Gráfica de convergencia barra inferior.



La gráfica de convergencia de barra inferior da a conocer la estabilidad de mallado y seguridad de funcionamiento a partir del cuarto par ordenado, la Figura 3.33 indica la calidad de mallado y número de elementos a tomar en cuenta para su desarrollo y construcción según la fuerza aplicada.

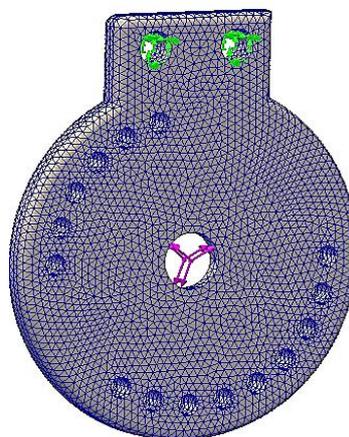
Tras culminar con el análisis de convergencia de la barra tibial derecha (barra inferior), se analiza el goniómetro derecho, tomando en consideración los datos del material que en este caso corresponde a un acero normalizado (AISI 4340), mismo que cuenta con las siguientes propiedades físicas, como se indica en la Tabla 3.13.

Tabla 3. 13 Ficha Técnica de Material AISI 4340 reforzado con Fibra de Carbono [45].

<i>Propiedad</i>	<i>Valor</i>	<i>Unidades</i>
Módulo elástico	2,05e+11	Pa
Coefficiente de Poisson	0,32	N/D
Módulo cortante	8e+10	Pa
Densidad de masa	7850	kg/m ³
Límite de tracción	1,11	GPa
Límite de compresión	-	Pa
Límite elástico	710	MPa
Conductividad térmica	44.5	W/(m.K)

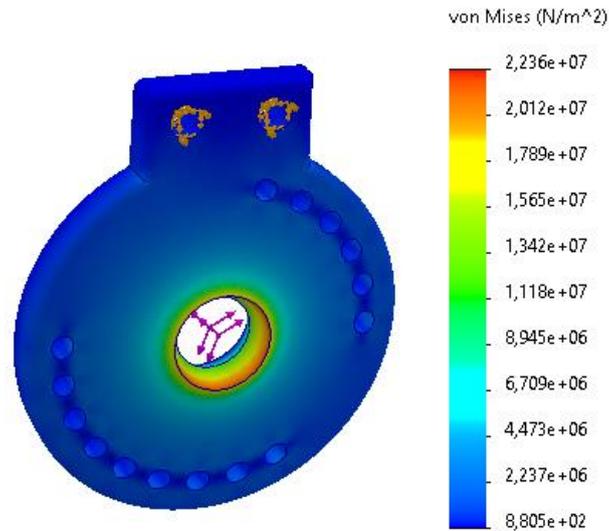
Para la simulación y convergencia del goniómetro, se realiza una distribución de cargas, según fuerza, masa y reacciones, tomando en cuenta la fuerza mayor que en este caso es $F_3 = 985,69 \text{ N}$, en la Figura 3.36 se indica una geometría fija en las uniones de los pasadores (color verde), así como la fuerza de aplicación mencionada (color morado), además del fino para el estudio de números de elementos en la fuerza que se aplica sobre la pieza.

Figura 3. 33 Mallado en goniómetro y distribución de cargas.



El mallado concluye con los resultados para la curva de convergencia con respecto al más fino (principal) que proporciona SolidWorks, en la Figura 3.34 se muestra el esfuerzo máximo del goniómetro metálico, este se define con el número de elementos obteniendo una curva de desplazamiento con en el caso de la barra inferior mostrada anteriormente.

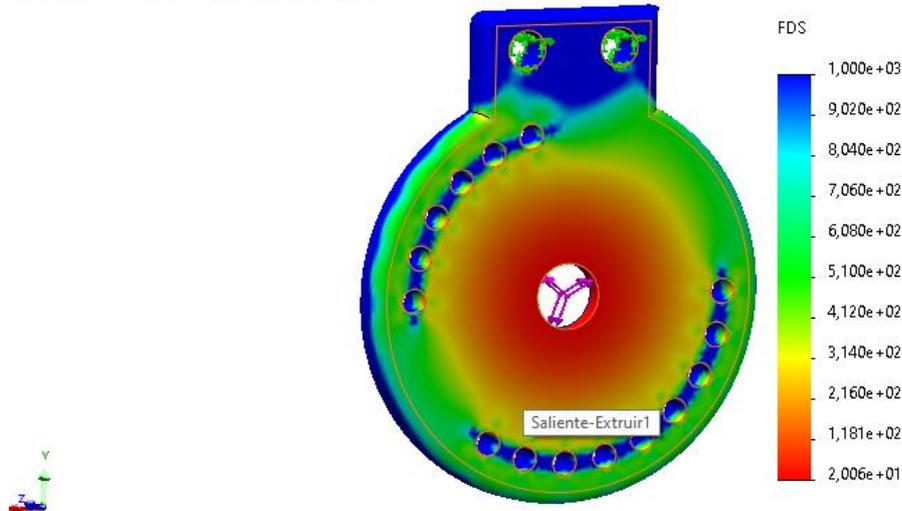
Figura 3. 34 Esfuerzo máximo en mallado de goniómetro.



Según el mallado realizado, se halla el factor de seguridad mostrado en la Figura 3.35, donde se aprecia la gama de colores según las zonas expuestas al esfuerzo máximo. La perforación central y su contorno se encuentra con un tono rojizo o más cálido debido a que dicho sector está sometido directamente a la fuerza de aplicación en dependencia de la geometría fija que son las uniones de los pasadores.

Figura 3. 35 Factor de seguridad en mallado de goniómetro.

Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 20



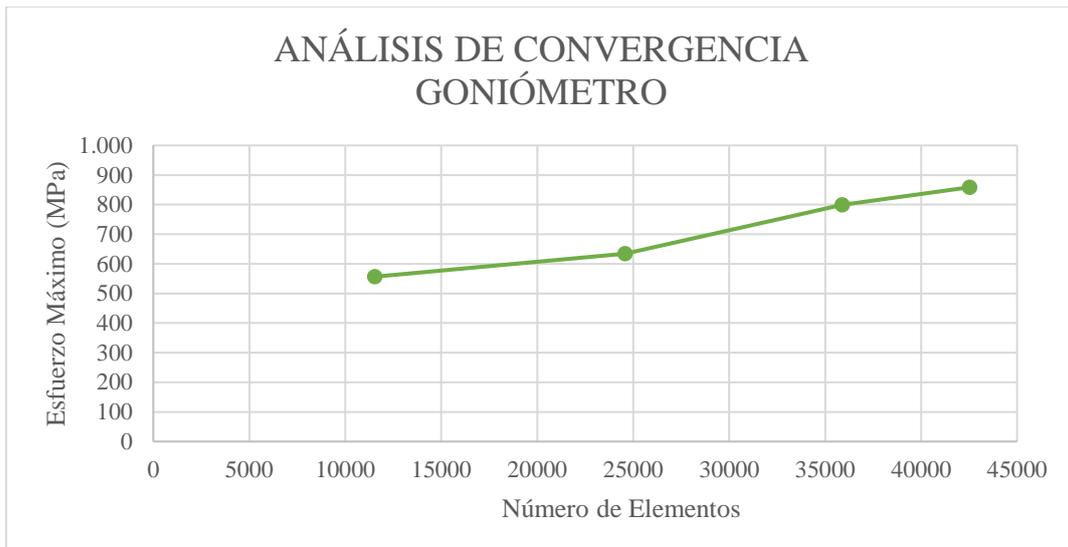
Según la Figura 3.27, se puede afirmar que dicho material y la pieza puede soportar hasta 20 veces la fuerza aplicada por el sujeto. Para el desarrollo de la curva de convergencia, se obtienen los siguientes datos de número de elementos, esfuerzos máximos y factor de seguridad de los 5 análisis correspondientes al goniómetro, se muestra en la Tabla 3.12.

Tabla 3. 14 Datos de elementos y esfuerzo máximo de goniómetro.

<i>Nro. Elementos</i>	<i>Esfuerzo máximo en MPa</i>	<i>Factor de Seguridad</i>
11545	5 568	31
24578	6 348	30
35890	7 989	25
42530	8 587	23
54692	8 779	20

Se muestra la gráfica de la convergencia del goniómetro, indicando la continuidad de los esfuerzos en los dos últimos puntos que corresponden al goniómetro, se aprecia dicho resultado en la Figura 3.36.

Figura 3. 36 Convergencia de Goniómetro.



Tras culminar con el análisis de convergencia del goniómetro, se analiza la barra femoral derecha (barra superior), tomando en consideración los datos del material que en este caso corresponde a PLA reforzado con fibra de carbono, mismo que cuenta con las propiedades físicas que se mostraron anteriormente en la Tabla 3.11.

Ahora se realiza la distribución de cargas y ajuste para construir el mallado de número de elementos, la fuerza de aplicación es de 170,88 N, en la Figura 3.37 se indica la geometría fija en color verde que está en la férula femoral, mientras que en color morado se indica la distribución de fuerzas en las zonas de unión y ajuste de cuerdas. Tras definir las cargas en la barra superior, se procede a realizar el mallado que va de grueso a fino, con el propósito de hallar el número de elementos, a continuación, se define el número de elementos y se calcula el esfuerzo máximo, así como el factor de seguridad.

Figura 3. 37 Mallado en barra superior y distribución de cargas.

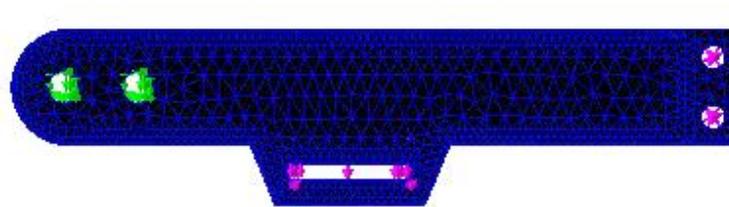
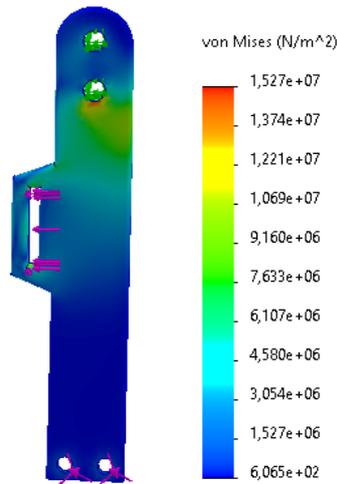


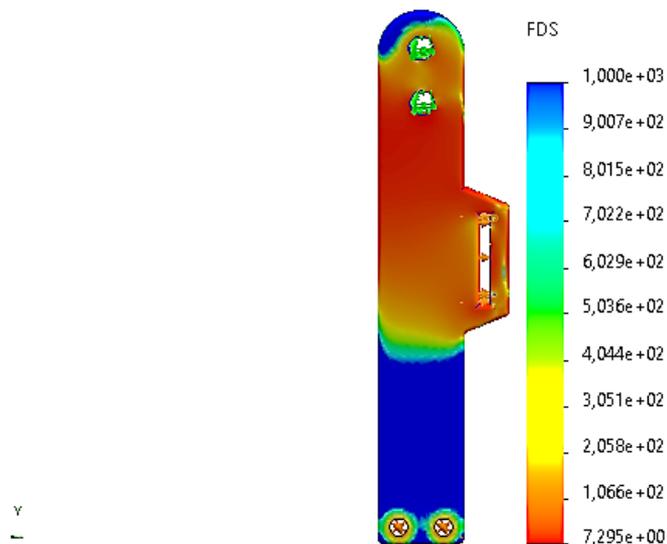
Figura 3. 38 Esfuerzo máximo en mallado de barra superior.



Se determina el factor de seguridad mostrado en la Figura 3.39, donde se aprecia la gama de colores según las zonas expuestas al esfuerzo máximo. Las dos perforaciones y su contorno se encuentran con un tono rojizo o más cálido debido a que dicho sector está sometido directamente a la fuerza de aplicación en dependencia de la geometría fija que son las uniones de los pasadores, además se confirma que el lugar de la cuerda de sujeción es la zona más crítica de la órtesis de rodilla, teniendo un factor de seguridad de 7,3 que concuerda con el cálculo manual obtenido en Ec 3.18.

Figura 3. 39 Factor de seguridad en mallado de Barra Inferior.

Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 7,3



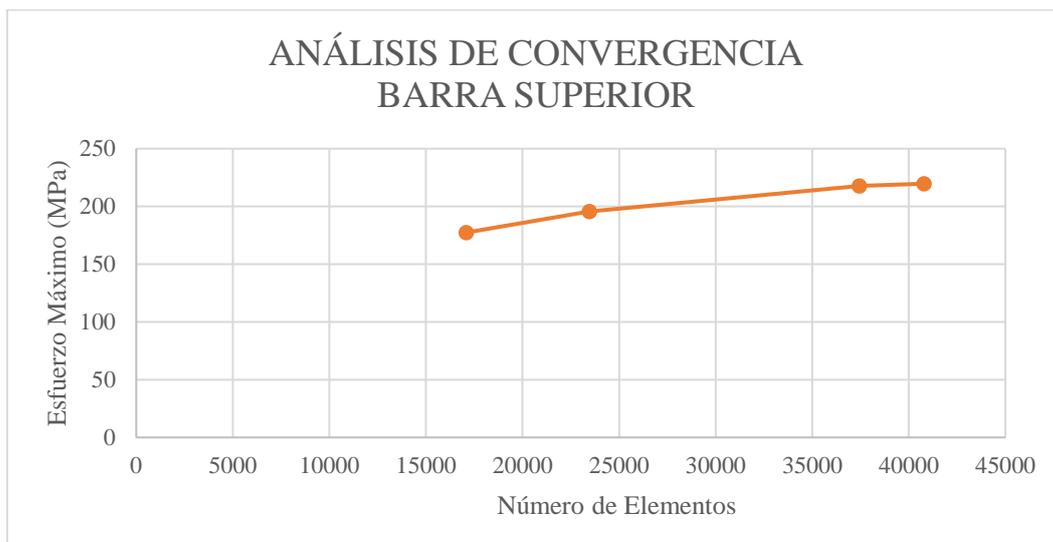
Siendo un factor de seguridad mínimo correspondiente a 7.4, se afirma que la órtesis para rodilla puede soportar hasta 7 veces la fuerza ejercida por la paciente y al ser un dispositivo médico debe ser mayor a 5. Con los pares y datos hallados, en dependencia del número de elementos y el esfuerzo máximo con el propósito de mostrar la estabilidad de la curva convergente, mostrando la confiabilidad del producto, en la Tabla 3.15 se indican los valores obtenidos en los análisis y simulaciones.

Tabla 3. 15 Datos de elementos y esfuerzo máximo de barra superior.

<i>Nro. Elementos</i>	<i>Esfuerzo máximo en MPa</i>	<i>Factor de seguridad</i>
17084	177,4	6,6
23456	195,5	6,3
37439	217,7	6,2
40787	219,7	5,4
82752	250,6	7,3

Finalmente, en la Figura 3.40 se expone la gráfica de convergencia que corresponde a la barra femoral, en la misma que se aprecia la estabilidad obtenida en los esfuerzos de mallado a partir del cuarto análisis.

Figura 3. 40 Convergencia de Barra Superior.



- Se toma en cuenta el resultado del cálculo manual propuesto en Ec 3.19, y el análisis del factor de seguridad que se halla en la simulación de la Figura 3.39, con el propósito de hallar el error de cálculo (E) como se representa en la Ec 3.20.

Donde:

- N_s = Factor de Seguridad hallado en Simulación = 7,3.
- N_m = Factor de Seguridad hallado analíticamente = 7,34.

$$E = 100 - \frac{N_s}{N_m} * 100 = 0,54\% \quad \text{Ec 3. 20}$$

- Como es posible observar, en Ec 3.18, el error de cálculo corresponde al 0,54%, evidenciando un error mínimo en cuanto a los datos obtenidos, garantizando la seguridad y confiabilidad en el dispositivo.

3.6 Construcción de órtesis

Tras el diseño de la órtesis, en el proceso de construcción del dispositivo se utilizaron tres fases para el desarrollo de esta.

- **Impresión 3D:** En este proceso se elabora las férulas en material TPU, así como las barras articulares en PLA reforzado con fibra de carbono, utilizando los parámetros de 220° y manejando una tolerancia de 0,2 para llegar a las medidas de piezas deseadas ubicando de forma adecuada las piezas en la cama de la impresora.
- **Fresado y Corte por plasma:** Los goniómetros son los únicos componentes fabricados dentro de este proceso, debido al material escogido (AISI 4340) que pertenece a un acero normalizado con efecto espejo, cabe recalcar que el mismo es bastante fuerte y resiste a condiciones físicas externas, el corte por plasma se realiza

con el propósito de obtener el relieve de la pieza, mientras que en el fresado se ejecutan las perforaciones de esta en rangos de 15 grados a un diámetro de 3mm, posteriormente se lijan ambas piezas hasta que sean consistentes, en la Figura 3.41 se presenta la ilustración de este proceso.

Figura 3. 41 Corte por plasma de relieve de goniómetro, 10ga de espesor, 190 ipm de velocidad, 3mm de espesor.



- **Ensamblaje y Confeccionado:** Finalmente se fijan las barras articulares hacia las férulas femoral y tibial respectivamente con la ayuda de pernos y tuercas 3/16, cabe mencionar que en la unión entre la barra articular femoral con el goniómetro, se utilizó 2 pasadores del mismo diámetro de 4,76mm, en la Figura 3.42 se indica el ensamble de las principales piezas.

Figura 3. 42 Ensamble de piezas impresas en 3D.



A continuación, se realiza el confeccionado de las cuerdas y velcro, mismas que cuentan con un ancho de 30mm, además son cocidas con hilo negro en una máquina tipo recta, tomando en cuenta las medidas del diámetro de la pierna para una mayor eficiencia del material utilizado, en la Figura 3.43 se puede identificar lo mencionado anteriormente.

Figura 3. 43 Confeccionado de cuerdas de ajuste y sujeción, máquina industrial SIRUBA recta L918 cocida con hilo negro normal a 0.6mm de diámetro.



Finalmente se recubre las férulas de la órtesis con ayuda del neopreno, material esencial en el cuidado de la piel y reduciendo el impacto o contacto directo con algún tipo de material

perjudicial para la piel, en la Figura 3.44 se indica el recubrimiento de material que fue realizado con cemento de contacto.

Figura 3. 44 Recubrimiento de férulas con neopreno de 2mm.



3.7 Pruebas y Resultados

Para validar la órtesis de rodilla para pierna izquierda, se realizó algunos prototipos con el objetivo de mejorar y corregir los posibles errores que se puedan presentar en la ejecución de pruebas, además de identificar las zonas críticas que involucran fallas.

3.7.1 Prototipo 1

Este dispositivo se desarrolló por medio de impresión 3D inicialmente en material PLA, en una tolerancia de 0,2, además de corte por láser en los goniómetros izquierdo y derecho, ajuste con velcro y ensamble con pernos y tuercas como se indica en la Figura 3.45, cabe recalcar que inicialmente este primer dispositivo es probado por una persona sin lesiones en los miembros inferiores, garantizando la seguridad del paciente.

Figura 3. 45 Primer prototipo de órtesis de rodilla.



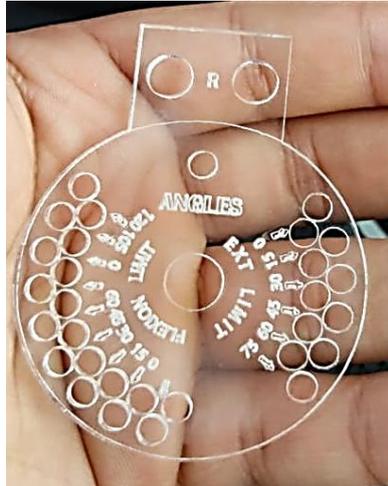
El sistema de ajuste y comodidad del dispositivo resulta ineficaz, sin embargo, el sistema de gradualidad funciona correctamente, además de que se identifica una zona crítica donde se produce una ruptura y desgaste correspondiente a la barra superior derecha debajo de la cuerda de velcro, dicha zona tiene una mayor concentración de esfuerzos y el mínimo factor de seguridad que se marcan en color rojizo (Figura 3.41), además de poseer el momento máximo hallado en el análisis de diagrama de corte y momento (Figura 3.25), esto se debe al relieve de extremidad, así como la fuerza de aplicación en dicha zona, en la Figura 3.46 se aprecia la ruptura en un prototipo con material de ácido poliláctico en una tolerancia de 0,2mm y un relleno al 80%.

Figura 3. 46 Ruptura en zona crítica.



- Además, se muestra el diseño del graduador de movimiento de 15 grados progresivamente o goniómetro, mismo que se plantea desarrollar en acero para mejorar su durabilidad.

Figura 3. 47 Diseño de goniómetro en acrílico.



- Finalmente se muestra el dispositivo en uso en la Figura 3.48, que se encuentra ubicada en la pierna izquierda.

Figura 3. 48 Funcionamiento del primer prototipo.



Como se puede apreciar, el dispositivo no cuenta con la sujeción y ajuste necesario para coordinar movimiento entre el fémur y la tibia, por lo que se propone el diseño de las férulas femoral y tibial que se indican en el segundo prototipo.

3.7.2 Prototipo 2

Para el segundo prototipo se utilizan dos férulas adicionales, que corresponden a femoral y tibial, además de correas de sujeción de hilo y pernos.

Figura 3. 49 Segundo prototipo.



Como se muestra anteriormente, se tiene el prototipo construido en PLA sin embargo, las férulas que se presentan son rígidas, por lo que se propone buscar un nuevo material resistente y flexible que vaya en acorde con el miembro inferior, cabe recalcar que las medidas proporcionadas por la fotogrametría en fémur y tibia son correctas debido a que no causan molestias en cuanto a la ergonomía, en la Figura 3.50 se presenta el dispositivo probado en la pierna izquierda de la paciente seleccionada.

Figura 3. 50 Colocación de segundo prototipo en el sujeto.



Al ser un dispositivo médico, el aspecto estético resulta ser uno de los principales requerimientos en la ejecución del proyecto por lo que se propone reemplazar ciertos pernos por pasadores, además de aumentar cuerdas en las férulas para ajuste y recubrir con neopreno los elementos que están en contacto con la extremidad.

3.7.3 Prototipo 3

En el tercer y último prototipo funcional se utiliza PLA reforzado con fibra de carbono para las barras articulares, TPU para las férulas mejorando la flexibilidad y acero AISI 4340 en el goniómetro, se mejora la parte estética y se utilizan pasadores para uniones, además de que se muestra el recubrimiento de neopreno en los contactos con la extremidad, como es posible observar en la Figura 3.51.

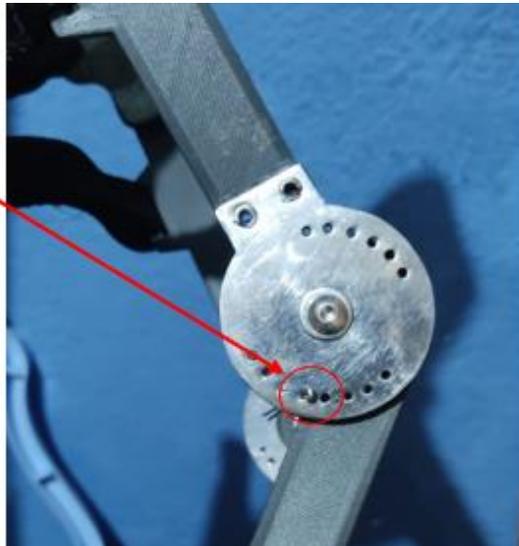
Figura 3. 51 Tercer prototipo implementado en pierna izquierda del sujeto.



La paciente muestra comodidad y ajuste con el dispositivo, además de que es notoria la mejoría estética a simple vista. Los ajustes de gradualidad se realizan con pasadores pequeños o seguros de corbata, se muestran en la Figura 3.52.

Figura 3. 52 Pasadores de gradualidad 15 grados.

Pasadores metálicos 2mm.



Considerando el factor de seguridad que se determinó anteriormente, se realizan las pruebas en los principales movimientos:

- Sentadilla.

- Flexión-extensión.
- Gradadas.
- Caminata.

En la Figura 3.53 se muestran las pruebas de los movimientos mencionados anteriormente.

Figura 3. 53 Pruebas de funcionamiento.



3.7.3.1 Pruebas de funcionamiento en otros sujetos.

Con la intención de analizar el comportamiento del dispositivo en dos personas con medidas antropométricas similares, se realizan pruebas en algunos tipos de actividades cotidianas.

- SUJETO 1

Se realiza las pruebas de funcionamiento al primer sujeto, con una estatura de 1,60 m y una masa de 55 kg, mostrando normalidad, comodidad y satisfacción en ciertos movimientos como sentarse, caminar y permanecer de pie, asegurando que la restricción del movimiento garantiza su seguridad en la extremidad inferior izquierda, en la Figura 3.54 se indican dichas actividades.

Figura 3. 54 Pruebas en sujeto 1.



- SUJETO 2

Se realiza las pruebas de funcionamiento a un segundo sujeto, con una estatura de 1,55 m y una masa de 55 kg, mostrando normalidad y comodidad en los movimientos de caminata y postura de pie, manifestando haber sentido satisfacción durante su tiempo de uso mostrando en la Figura 3.55.

Figura 3. 55 Pruebas en sujeto 2.



Con los datos y resultados mostrados por las pacientes, se procede a realizar una comparación representativa para evaluación y seguimiento de posibles mejoras, Tabla 3.16.

Tabla 3. 16 Resultados en pruebas de pacientes.

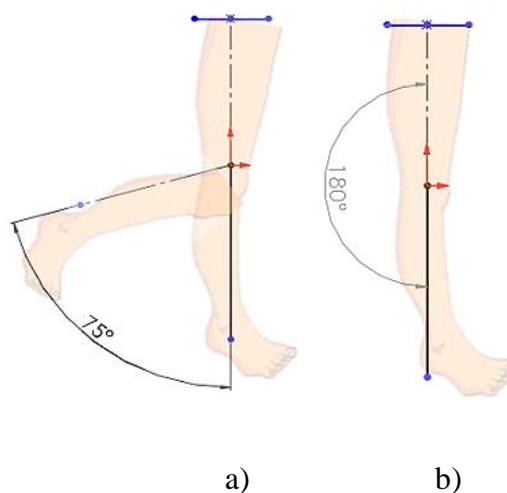
<i>Número de Sujeto</i>	<i>Molestia o Incomodidad con uso de órtesis</i>	<i>Dificultad para caminar con el dispositivo</i>
1	NO	NO
2	NO	NO

3	NO	SI
---	----	----

Según la información que proporciona la Tabla 3.16, los ángulos de movimiento en el trayecto flexión-extensión varían de 5 a 10°, según el tipo de lesión o molestia en el miembro inferior.

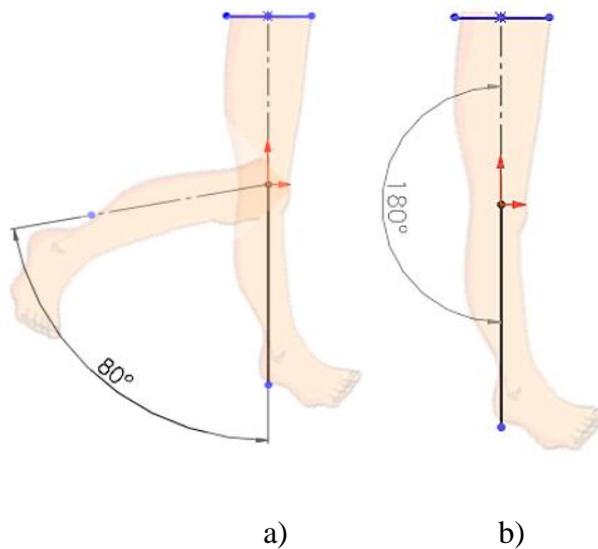
- El sujeto 1 tiene una caminata regulada hasta 75°, por lo que el uso del dispositivo graduable es indispensable, además de que no le causa molestia o incomodidad en su uso cotidiano, cabe recalcar que corresponde al principal individuo siendo las medidas específicas en la órtesis, de modo que no tiene ningún tipo de dificultad para caminar. Tratando de manera directa el problema presentado de en la flexo-extensión de la pierna izquierda, limitando el movimiento en 75° - 180° respectivamente, a continuación, se presenta el movimiento flexo-extensión de este individuo, con el uso de la órtesis en la pierna izquierda, Figura 3.56.

Figura 3. 56 Caminata sujeto 1; a) Flexión 75°, b) Extensión 180°.



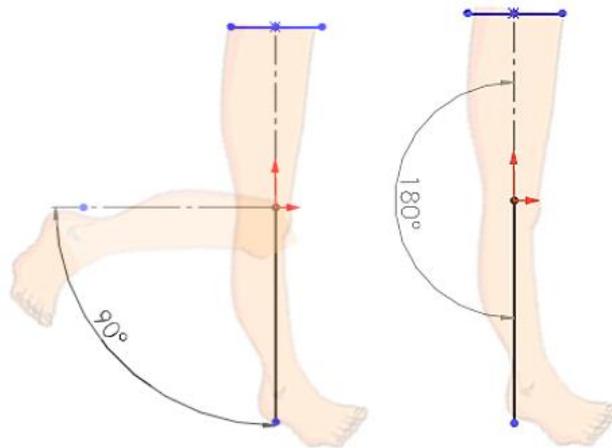
- El sujeto 2 posee una caminata en flexión-extensión de hasta 80° , manifestando que el dispositivo no le causa incomodidad en su uso, ni dificultad para caminar, se debe a que la lesión es similar a la del sujeto 1, se representa un bosquejo del movimiento en la Figura 3.57.

Figura 3. 57 Caminata sujeto 2; a) Flexión 80° , b) Extensión 180° .



- El sujeto 3 tiene una caminata normal, ya que el movimiento de flexión del miembro inferior llega hasta los 90° y además manifiesta algo de dificultad para caminar con el dispositivo, vale recalcar que la dimensiones y medidas de la pierna varían en cierto porcentaje, por lo que se puede concluir que el dispositivo es netamente funcional para la persona seleccionada, o para personas con características antropométricas muy similares, en la Figura 3.58 es posible observar el movimiento de la caminata en flexión-extensión del sujeto 3.

Figura 3. 58 Caminata sujeto 3; a) Flexión 90° , b) Extensión 180° .



En la Tabla 3.17, se indica un resumen de los resultados.

Tabla 3. 17 Resumen de Resultados en sujeto 1, 2 y 3.

<i>Sujeto</i>	<i>Límite de Flexión de pierna izquierda</i>	<i>Límite de Extensión de pierna izquierda</i>	<i>Masa</i>	<i>Estatura</i>	<i>Criterio</i>
1	75°	180°	55 kg	1,55m	Mejora considerable
2	80°	180°	60 kg	1,60m	Sintió mejora
3	90°	180°	55 kg	1,55m	Notable mejora

Con la información propuesta en la Tabla 3.17, es posible concluir que el sujeto 1 tiene una mejora considerable tras el uso de la órtesis de rodilla para pierna izquierda, teniendo como principal justificación la construcción de esta con ayuda de las medidas y datos antropométricos de este tras haber sufrido una lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante un partido de fútbol.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Se elabora una órtesis de rodilla que se caracteriza principalmente por la conexión del movimiento tibio-femoral por medio de férulas y barras articulares, la relación se basa en la buena cinemática de la rodilla siendo esencial en el cuidado del miembro inferior, por lo que una articulación en buen estado constituye una caminata normal y ángulos precisos, evitando la hiperextensión y exceso de flexión en casos específicos.
- Los principales parámetros que se toman en cuenta durante el desarrollo del dispositivo son: Edad del individuo = 24 años; Rango de Movimiento flexión-extensión = (75° - 180°); masa = 55 kg, altura= 1,66 m y distancia de muslo a cóndilo lateral exterior= 558,97 mm, los materiales que se utilizan en los dispositivos o herramientas con fines médicos son aprobados por un experto en la temática (deportólogo-fisioterapeuta) y son: poliuretano termoplástico (TPU), ácido poliláctico reforzado con fibra de carbono y acero AISI 4340. Garantizando la seguridad del sujeto a evaluar, además de que facilitan el movimiento a una flexión de 75° pero también evitan el exceso de movimiento en el caso de extensión (180°).
- El diseño de la órtesis de rodilla se desarrolla con base a las medidas proporcionadas por la fotogrametría donde se obtienen las férulas tomando en cuenta el error de medición correspondiente al 1,28%, las distancias entre los principales componentes de la extremidad inferior izquierda son de (95 y 130) mm desde muslo hasta rodilla y pantorrilla hasta el mismo punto respectivamente, asegurando la movilidad y ergonomía en las actividades cotidianas del sujeto; además se justifica uno de los

requerimientos de este tipo de dispositivos como es el caso del factor de seguridad, mismo que debe ser mayor a 5 y se obtuvo un valor de 7.3 comprobado en forma analítica y computacional.

- Se construye una órtesis para rehabilitación de rodilla con materiales como PLA con fibra de carbono en las barras articulares, así como TPU en las férulas superior e inferior y finalmente con acero AISI 4340 en los goniómetros o graduadores de movilidad que funcionan de 15 en 15° creciente y decreciente según el movimiento de flexión o extensión, teniendo una masa adecuada de menos de 1 kg, además de la fácil adaptación a situaciones diversas que se puedan presentar en el movimiento de los miembros inferiores tomando en consideración también los recubrimientos y sistema de cuerdas de sujeción con velcro.
- El sujeto puede caminar y realizar otras actividades hasta el rango máximo de flexión, evitando el exceso de movimiento con ayuda de los pasadores y graduador; además se prueba el funcionamiento del dispositivo mecánico en otras personas con un límite de flexión de 80 y 90°, que poseen características físicas similares con el propósito de evidenciar y comprobar la ergonomía antes, durante y después del movimiento.

4.2 Recomendaciones

- En caso de medir o calcular superficies irregulares con ayuda de la fotogrametría, se recomienda utilizar esta aplicación en ambientes pequeños y con suficiente luminosidad con el propósito de generar una buena calidad de imagen y mallado.
- Para futuras investigaciones relacionadas con el proyecto presentado se propone desarrollar un plan de investigación acerca de la media de medidas, es decir construir un prototipo que se pueda ajustar a los distintos parámetros y antropometría de una población determinada.

- Tomar siempre en cuenta la fuerza máxima necesaria que el sujeto puede manipular con la extremidad afectada evitando secuelas o posibles daños adicionales, el peso máximo deberá ser de 10 N de fuerza.

REFERENCIAS

- [1] M. Pamparato, J. M. Del Castillo, and L. Francescoli, “Luxación traumática aguda de rodilla. Indicaciones del uso del fijador externo en la urgencia,” *REVISTA MEDICA DEL URUGUAY*, vol. 37, no. 3, Sep. 2021, doi: 10.29193/rmu.37.3.7.
- [2] FDI, “UNIVERSIDAD TÉCNICA DE NORTE FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD CARRERA TERAPIA FÍSICA,” 2019.
- [3] P. Pedro and A. Orta, “Fisiología de la Rótula: Factores de Riesgo, Precauciones,” 2022.
- [4] DONJOY, “DONJOY KNEE BRACE,” 2017.
- [5] C. De, I. Electrónica, M. Alexandra, and R. Sacoto, “UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA SEDE CUENCA,” 2012.
- [6] Vaca Gerardo, “Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra,” 2021.
- [7] Prusa3D, “Fotogrametría,” 2022.
- [8] A. Chagna, J. Segnini, and M. Vergara, “Diseño conceptual de un dispositivo rehabilitador de rodilla Autores,” 2016.
- [9] M. Pamparato, J. M. Del Castillo, and L. Francescoli, “Luxación traumática aguda de rodilla. Indicaciones del uso del fijador externo en la urgencia,” *REVISTA MEDICA DEL URUGUAY*, vol. 37, no. 3, Sep. 2021, doi: 10.29193/rmu.37.3.7.
- [10] A. L. Pérez-España and H. San Rafael Madrid, “www.medigraphic.org.mx Artículo de actualización Lesiones del ligamento cruzado anterior,” 2014. [Online]. Available: <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>
- [11] K. Galli and S. Pelozo, “Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017,” 2017.

- [12] M. Corredoira Trobajo, O. María, E. López, F. José, and B. Sandá, “CAPÍTULO 54- PRINCIPIOS BÁSICOS DE REHABILITACIÓN Y ORTESIS,” 2021.
- [13] Ortopedia Aeropuerto, “Ortopedia Aeropuerto,” 2021.
- [14] J. Z. Heckmatt, V. Dubowitz, S. A. Hyde, J. Florence, A. C. Gabain, and N. Thompson, “PROLONGATION OF WALKING IN DUCHENNE MUSCULAR DYSTROPHY WITH LIGHTWEIGHT ORTHOSES; REVIEW OF 57 CASES,” *Dev Med Child Neurol*, vol. 27, no. 2, pp. 149–154, 2019, doi: 10.1111/j.1469-8749.1985.tb03763.x.
- [15] D. Ricardo Horcajada González, “ANATOMÍA MORFOLÓGICA APLICADA A LA REPRESENTACIÓN TEMA 6 MIEMBRO INFERIOR Osteología, miología y artrología. Muslo, rodilla, pierna y pie. Proporciones y módulos.”
- [16] K. Galli and S. Pelozo, “Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017,” 2017.
- [17] Claudia Panesso, María Constanza, Trillos Ingrid, and M. Tolosa Guzmán, “BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA,” 2019.
- [18] P. Dedieu, “Anatomía y fisiología de la marcha humana,” *EMC - Podología*, vol. 22, no. 3, pp. 1–15, Jul. 2020, doi: 10.1016/S1762-827X(20)44034-9.
- [19] Claudia Panesso, María Constanza, Trillos Ingrid, and M. Tolosa Guzmán, “BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA,” 2019.
- [20] P. Pedro and A. Orta, “Fisiología de la Rótula: Factores de Riesgo, Precauciones,” 2022.
- [21] CAMDE, “Componentes óseos de la articulación de rodilla,” 2021.
- [22] CAMDE, “Componentes óseos de la articulación de rodilla,” 2021.
- [23] FISIONLINE, “Músculos,” Sep. 2021.

- [24] KenHub, “Músculos inferiores,” Jul. 2020.
- [25] MANUAL SMD, “Lesiones del aparato extensor de rodilla,” 2020.
- [26] Anónimo, “CAPÍTULO 2 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA,” 2021.
- [27] CATARINA K., “CAPÍTULO 2 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA,” 2022.
- [28] M. Corredoira Trobajo, O. María, E. López, F. José, and B. Sandá, “CAPÍTULO 54- PRINCIPIOS BÁSICOS DE REHABILITACIÓN Y ORTESIS.”
- [29] E. B. Nafarrete and M. P. García, “Lesiones multiligamentarias de rodilla,” 2009. [Online]. Available: www.medigraphic.com
- [30] Luis Manuel Alanís, Paola Zamora Muñoz, and Ángel Cruz Miranda, “LIGAMENTO CRUZADO LESION ANTERIOR LESION,” 2012.
- [31] M. J. Nelson *et al.*, “Órtesis activa de rodilla para rehabilitación 2 Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación,” 2018.
- [32] AUTODESK, “IMPRESIÓN 3D,” 2021.
- [33] ESAB, “CORTADOR DE PLASMA CNC,” 2022.
- [34] Roberto Hernández, Carlos Fernández, and Lucio Collado, “METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN”.
- [35] J. Germán Hoyos Salazar Germán Castro Grisales, “Algunas consideraciones sobre la cátedra de METODOLOGIA DE LA INVESTIGACION.”
- [36] Mueller Sports Medicine, “Mueller Hinged Wraparound,” <https://www.muellersportsmed.com/b2c-us/en/Open-Catalog/By-Body-Part/Knee-Braces-%26-Sleeves/Hinged-Wraparound-Knee-Brace/p/53137X>, 2021.

- [37] DonJoy, “DonJoy Armor FourcePoint,” <https://www.djoglobal.com/products/donjoy/armor-fourcepoint>, 2021.
- [38] Ossur, “CTI,” <https://www.ossur.com/en-us/bracing-and-supports/knee/cti>, 2021.
- [39] Ossur, “CTI,” <https://www.ossur.com/en-us/bracing-and-supports/knee/cti>, 2021.
- [40] DonJoy, “DonJoy Armor FourcePoint,” <https://www.djoglobal.com/products/donjoy/armor-fourcepoint>, 2021.
- [41] Mueller Sports Medicine, “Mueller Hinged Wraparound,” <https://www.muellersportsmed.com/b2c-us/en/Open-Catalog/By-Body-Part/Knee-Braces-%26-Sleeves/Hinged-Wraparound-Knee-Brace/p/53137X>, 2021.
- [42] GESTIÓN DE COMPRAS, “INDUSTRIAL SOURCING,” 2023.
- [43] CLEANIPEDIA, “NEOPRENO,” 202AD.
- [44] M. J. Nelson *et al.*, “Órtesis activa de rodilla para rehabilitación 2 Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación,” 2018.
- [45] M. J. Nelson *et al.*, “Órtesis activa de rodilla para rehabilitación 2 Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación,” 2018.

-

ANEXOS

- ANEXO 1



ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA

La presente encuesta dirigida a la Srta. Garzón Jimenez Joselyn Alexandra, tiene como propósito evaluar requerimientos y restricciones a tomar en cuenta durante el desarrollo del proyecto de investigación denominado: "ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA BASADA EN EL MOVIMIENTO RELATIVO ENTRE EL FÉMUR Y LA TIBIA".

1. Nombre:

Joselyn Garzón

2. SELECCIONE LOS COLORES PARA LA ÓRTESIS DE SU PREFERENCIA. *

- Negro-Rojo
- Negro-Marrón
- Negro-Azul

3. ELIJA LA CANTIDAD MÁXIMA EN DÓLARES QUE ESTARÍA DISPUESTA A PAGAR POR ADQUIRIR UNA ÓRTESIS DE RODILLA. *

- \$50
- \$60
- \$70

4. CON EL PROPÓSITO DE ASEGURAR SU COMODIDAD. ¿CÓMO LE GUSTARÍA TRANSPORTAR LA ÓRTESIS DE UN LUGAR A OTRO CUANDO NO SE ENCUENTRE COLOCADA EN LA PIERNA O SE ENCUENTRE EN USO? *

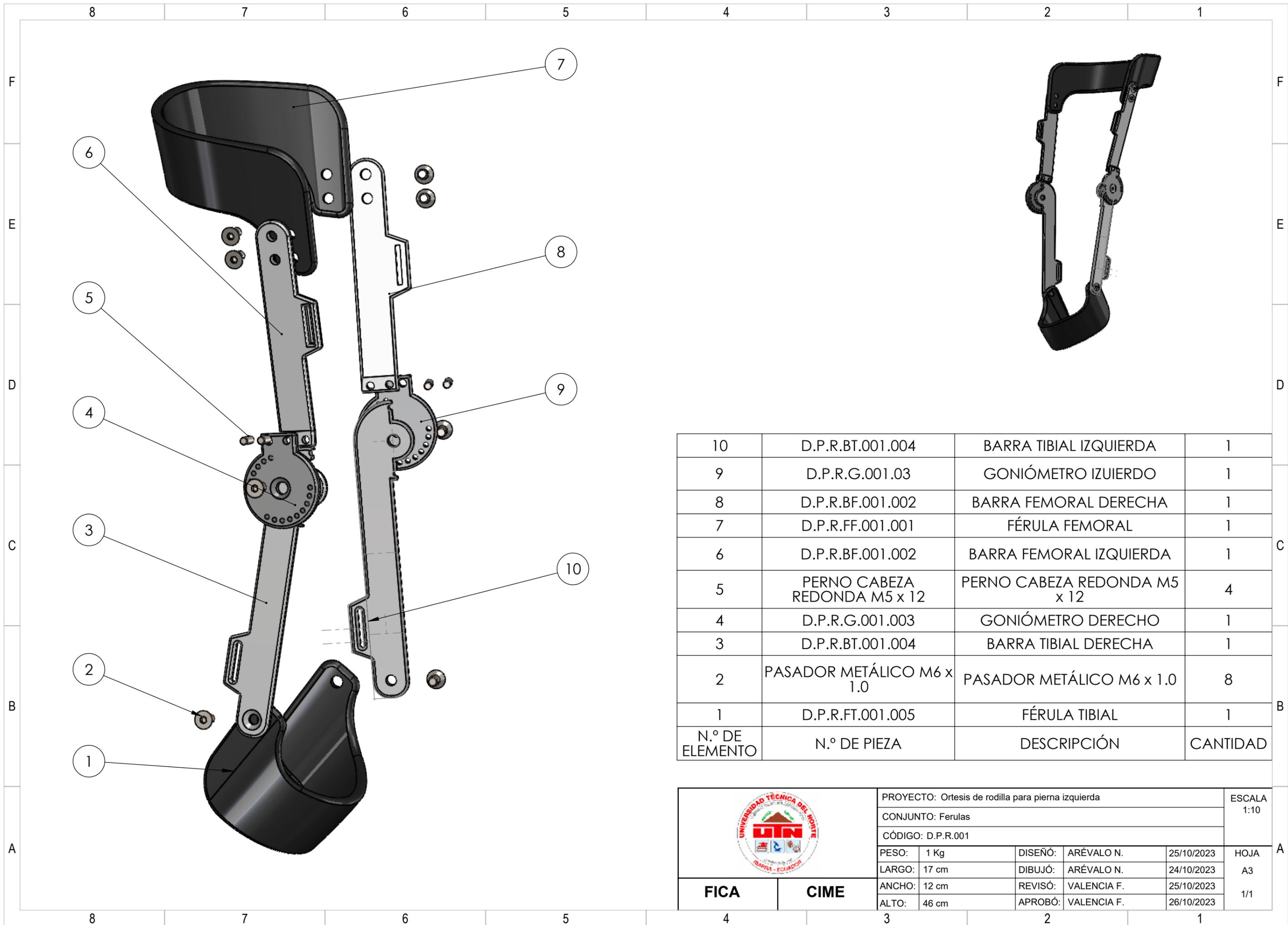
- Bolso o Cartera.
- Caja.
- Manual.

5. ELIJA UN MÉTODO DE AJUSTE PARA ASEGURAR LA ÓRTESIS DE RODILLA A SU PIERNA. *

- Cordón.
- Ajuste automático.
- Correas y Velcro.

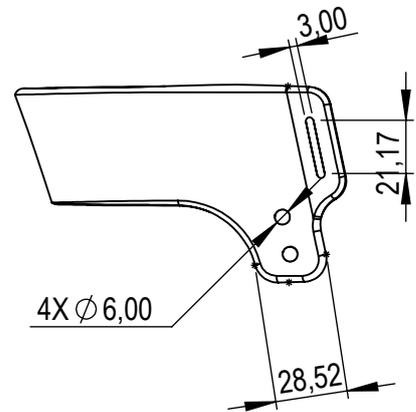
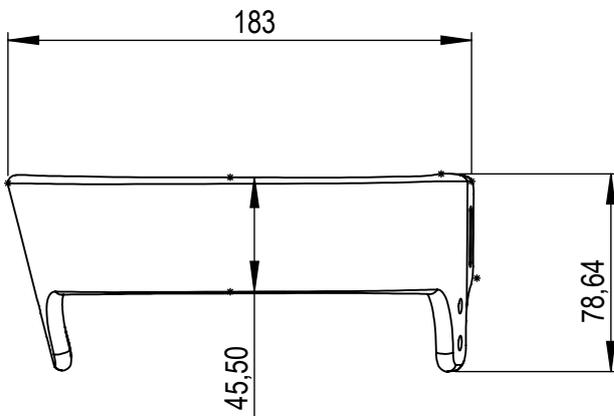
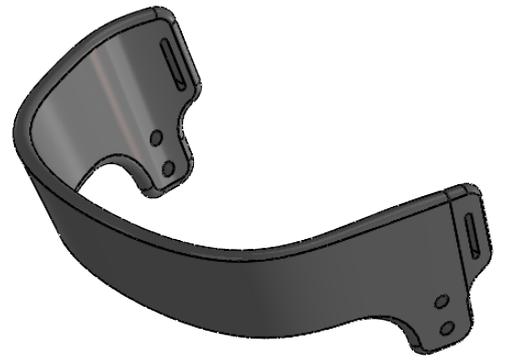
- ANEXO 2

PLANOS DE ÓRTESIS.



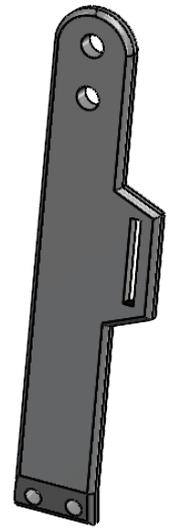
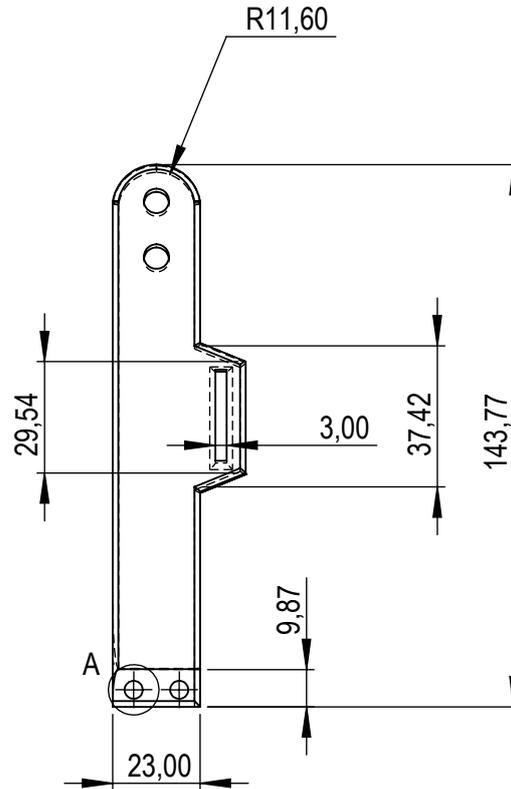
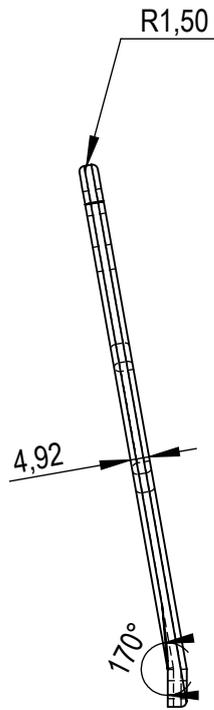
10	D.P.R.BT.001.004	BARRA TIBIAL IZQUIERDA	1
9	D.P.R.G.001.03	GONIÓMETRO IZUIERDO	1
8	D.P.R.BF.001.002	BARRA FEMORAL DERECHA	1
7	D.P.R.FF.001.001	FÉRULA FEMORAL	1
6	D.P.R.BF.001.002	BARRA FEMORAL IZQUIERDA	1
5	PERNO CABEZA REDONDA M5 x 12	PERNO CABEZA REDONDA M5 x 12	4
4	D.P.R.G.001.003	GONIÓMETRO DERECHO	1
3	D.P.R.BT.001.004	BARRA TIBIAL DERECHA	1
2	PASADOR METÁLICO M6 x 1.0	PASADOR METÁLICO M6 x 1.0	8
1	D.P.R.FT.001.005	FÉRULA TIBIAL	1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD

	PROYECTO: Ortesis de rodilla para pierna izquierda				ESCALA 1:10
	CONJUNTO: Ferulas				
CÓDIGO: D.P.R.001					HOJA A3
PESO:	1 Kg	DISEÑO:	ARÉVALO N.	25/10/2023	
LARGO:	17 cm	DIBUJÓ:	ARÉVALO N.	24/10/2023	1/1
ANCHO:	12 cm	REVISÓ:	VALENCIA F.	25/10/2023	
ALTO:	46 cm	APROBÓ:	VALENCIA F.	26/10/2023	
FICA	CIME				

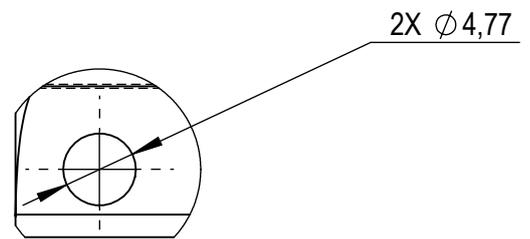


Las medidas son referenciales (sujeto específico).

	PROYECTO: Órtesis de rodilla para pierna izquierda.			ESCALA:	
	PARTE: FÉRULA FEMORAL			1:5	
	CÓDIGO: D.P.R.FF.001.001			TOLERANCIA: ± 0.2	
	MATERIAL:	Poliuretano Termoplastico	DISEÑO:	ARÉVALO N.	24/10/2023
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	ARÉVALO N.	24/10/2023	1/1
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F.	24/10/2023	A4
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F.	25/10/2023	
FICA	CIME				



DETALLE A
ESCALA 2 : 1

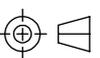


PROYECTO: Órtesis de rodilla para pierna izquierda.

ESCALA:

PARTE: BARRA FEMORAL

1:2



CÓDIGO: D.P.R.BF.001.002

TOLERANCIA: ± 0.2

MATERIAL: PLA (Fibra de Carbono)

DISEÑO: ARÉVALO N.

24/10/2023

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: ARÉVALO N.

24/10/2023

1/1

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: VALENCIA F.

25/10/2023

CANTIDAD: 2

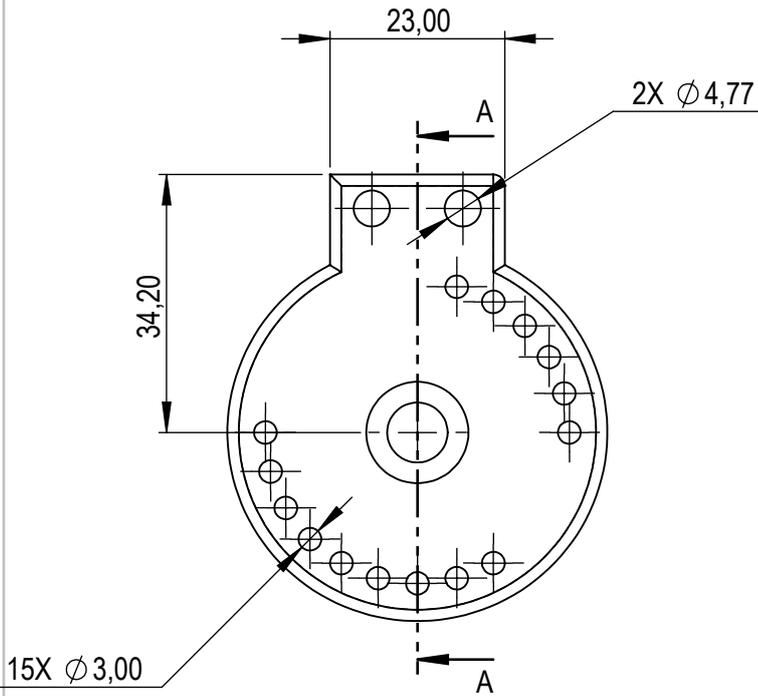
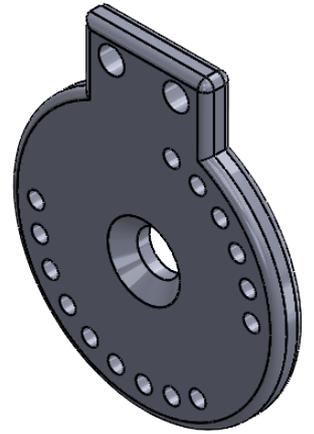
APROBÓ: VALENCIA F.

25/10/2023

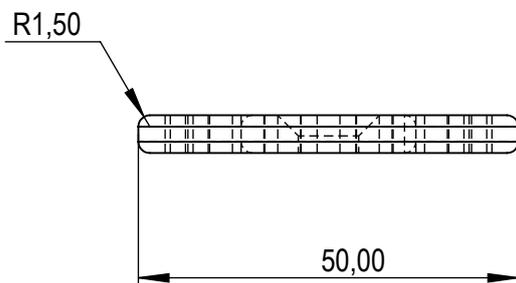
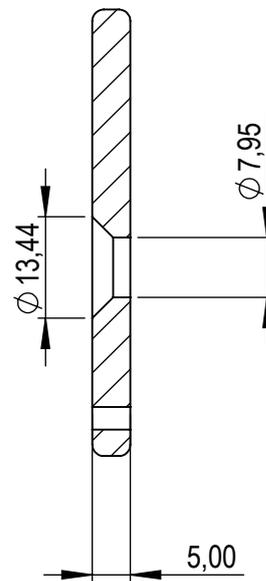
A4

FICA

CIME

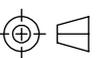


SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1



PROYECTO: Ortesis de Rodilla para pierna izquierda.

ESCALA:



PARTE: GONIÓMETRO

2:1

CÓDIGO: D.P.R.G.001.003

TOLERANCIA: \pm 0.2

MATERIAL: AISI 4340

DISEÑO: ARÉVALO N.

24/10/2023

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: ARÉVALO N.

24/10/2023

1/1

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: VALENCIA F.

25/10/2023

A4

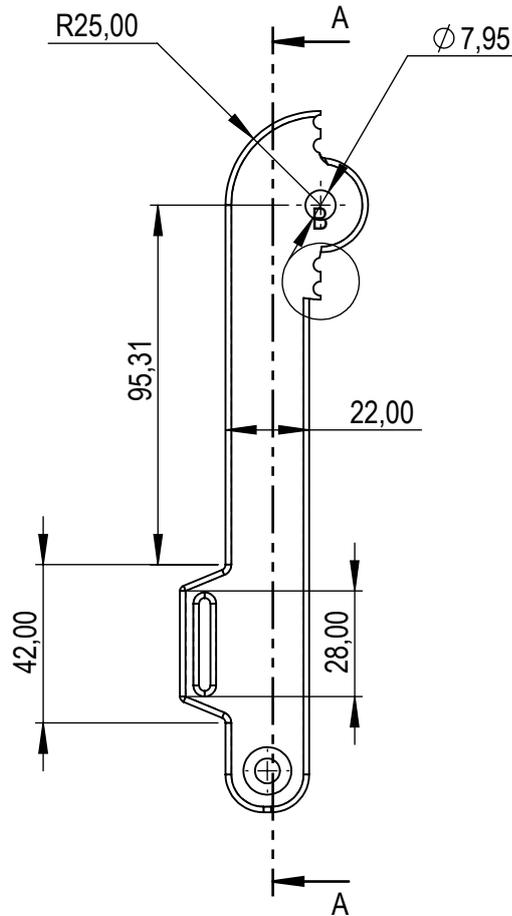
CANTIDAD: 2

APROBÓ: VALENCIA F.

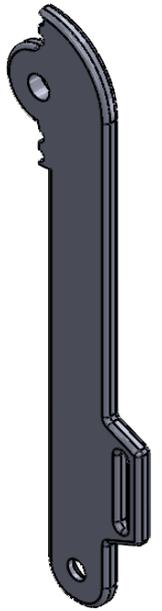
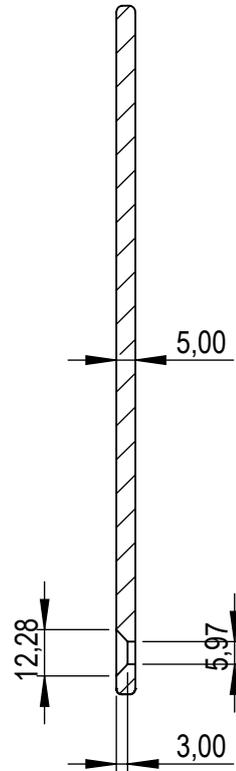
25/10/2023

FICA

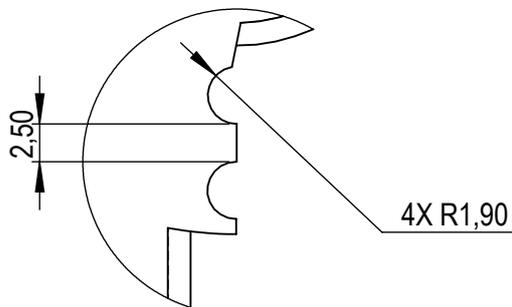
CIME



SECCIÓN A-A

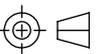


DETALLE B
ESCALA 2 : 1



PROYECTO: Órtesis de rodilla para pierna izquierda.

ESCALA:



PARTE: BARRA TIBIAL

1:2

CÓDIGO: D.P.R.BT.001.004

TOLERANCIA: ± 0.2

MATERIAL: PLA (Fibra de Carbono)

DISEÑO:

ARÉVALO N.

24/10/2023

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ:

ARÉVALO N.

24/10/2023

1/1

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ:

VALENCIA F.

25/10/2023

A4

CANTIDAD: 2

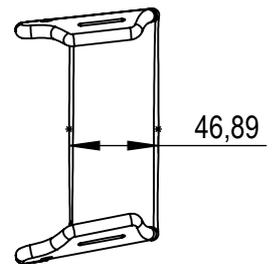
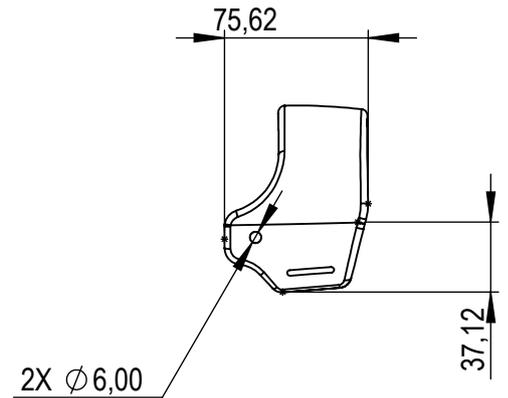
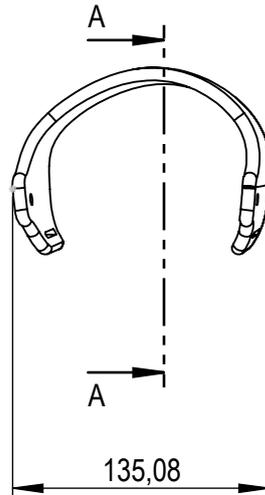
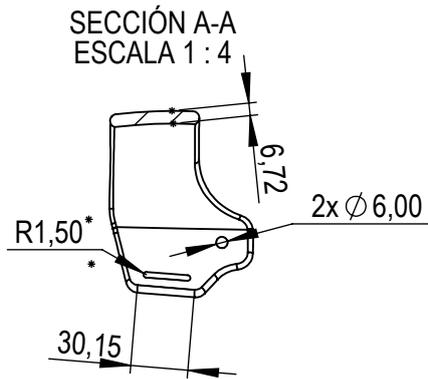
APROBÓ:

VALENCIA F.

25/10/2023

FICA

CIME



Las medidas son referenciales (sujeto específico).

	PROYECTO: Órtesis de rodilla para pierna izquierda.			ESCALA:	
	PARTE: FÉRULA TIBIAL			1:5	
	CÓDIGO: D.P.R.FT.001.005			TOLERANCIA: ± 0.2	
	MATERIAL:	Poliuretano Termoplastico	DISEÑO:	ARÉVALO N.	24/10/2023
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	ARÉVALO N.	24/10/2023	1/1
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F.	24/10/2023	A4
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	VALENCIA F.	25/10/2023	
FICA	CIME				