

**DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MECÁNICO NO INVASIVO  
PARA MEDIR LOS MOVIMIENTOS ROTACIONALES DE LA RODILLA, EN  
BASE AL PROBLEMA DE INESTABILIDAD ROTACIONAL.**

**GUSTAVO ANDRÉS PEDRAZA ROJAS**

**MILTON ANDRÉS GÓMEZ GORDILLO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**

**FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO – MECÁNICAS**

**ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**BUCARAMANGA**

**2015**

**DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MECÁNICO NO INVASIVO  
PARA MEDIR LOS MOVIMIENTOS ROTACIONALES DE LA RODILLA, EN  
BASE AL PROBLEMA DE INESTABILIDAD ROTACIONAL.**

**GUSTAVO ANDRÉS PEDRAZA ROJAS**

**MILTON ANDRÉS GOMEZ GORDILLO**

**Trabajo de Grado para optar el título de  
Ingeniero Mecánico**

**Director**

**ALBERTO DAVID PERTUZ COMAS**

**Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO – MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2015**

## DEDICATORIA

*A Dios porque siempre tiene primeras oportunidades para las causas  
“perdidas”*

*Milton Andrés Gómez Gordillo*

## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	16
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO .....	17
1.1. IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA .....	17
1.2. JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA .....	18
1.3. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO .....	19
1.3.1. Objetivo general .....	19
1.3.2. Objetivos específicos .....	19
1.4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	20
2. MARCO TEÓRICO.....	20
2.1. PRESENTACIÓN. ....	20
2.2. BIOMECANICA DE LA RODILLA.....	20
2.3. INESTABILIDAD ROTACIONAL. ....	21
2.4. GENERALIDADES .....	23
2.4.1. Planimetría.....	25
2.4.2. Mecánica de la rodilla .....	26
2.4.3. Cinemática de la rodilla.....	28
2.4.4. Osteocinemática. ....	29
2.4.5. Cinética, estática y dinámica de la rodilla .....	29
3. METODOLOGÍA DEL DISEÑO.....	31
3.1. PROCESO DE DISEÑO EN LA FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	31
3.1.1. Descripción del procedimiento .....	34
3.2. DISEÑO DE LOS COMPONENTES ESTRUCTURALES.....	37
3.2.1. Etapa de definición.....	37
3.2.2. Etapa preliminar del diseño.....	38
3.2.3. Etapa del diseño detallado.....	39
3.2.4. Etapa de documentación .....	39

4.	DISEÑO CONCEPTUAL .....	40
4.1.	DISEÑO DEL PROTOTIPO PARA MEDIR LA ROTACION EXTERNA...40	
4.1.1.	Identificación de las características principales .....	40
4.1.2.	Primer factor principal .....	40
4.1.3.	Segundo factor principal .....	41
4.1.4.	Identificación de las características derivadas .....	41
4.1.5.	Generación de las configuraciones .....	41
4.1.5.1.	Primer modelo.....	42
4.1.5.2.	Segundo modelo.....	43
4.1.5.3.	Tercer modelo.....	44
4.1.5.4.	Cuarto modelo. ....	45
4.1.5.5.	Quinto modelo.....	46
4.1.5.6.	Sexto modelo.....	48
4.1.5.7.	Séptimo modelo.....	49
4.1.5.8.	Octavo Modelo.....	50
4.1.5.9.	Noveno Modelo.....	51
4.1.5.10.	Decimo Modelo.....	52
4.2.	EVALUACIÓN DE LAS ALTERNATIVAS .....	53
4.2.1.	Selección de la alternativa .....	54
4.3.	PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE LA ROTACIÓN EXTERNA.....	54
4.3.1.	Sistema Estructural .....	58
4.3.1.1.	Subsistema de vigas.....	58
4.3.2.	Sistema de uniones.....	60
4.3.2.1.	Chumacera-Placa .....	60
4.3.2.2.	Conjunto de medida-Segmento de eje.....	61
4.3.2.3.	Segmento de eje-chumacera.....	63
4.3.3.	Uniones Medias. ....	64
4.3.3.1.	Barras-Plato de Medida-Abrazadera.....	64
4.3.4.	Sistema de empotramiento .....	65
4.3.5.	Sistema de Fuerza .....	66

4.3.5.1.	Subsistema de cargas variadas .....	67
5.	DISEÑO DE DETALLE .....	68
5.1.	ANÁLISIS ESTÁTICO DEL PROTOTIPO.....	68
5.2.	SISTEMA ESTRUCTURAL .....	68
5.2.1.	Subsistema de vigas .....	68
5.2.1.1.	Diagrama de momento flector y cortante .....	69
5.2.1.2.	Cálculo de la Inercia a partir del módulo de sección requerido.....	70
5.2.1.3.	Revisión de la resistencia por cortante .....	72
5.3.	SISTEMA DE UNIONES.....	74
5.3.1.	Subsistema de unión de chumacera-placa .....	74
5.3.1.1.	Método de cálculo para la pieza placa-chumacera .....	76
5.4.	SISTEMA DE FUERZA Y MEDICIÓN. ....	79
5.5.	SELECCIÓN DEL RODAMIENTO.....	80
5.6.	SELECCIÓN DEL MATERIAL DE LA PLACA .....	81
6.	COSTO DE FABRICACION .....	82
7.	PRUEBAS .....	84
7.1.	REPETIBILIDAD DEL INSTRUMENTO DE MEDIDA.....	87
8.	CONCLUSIONES.....	91
9.	OBSERVACIONES .....	93
	BIBLIOGRAFÍA.....	94

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1. Plano axial de la rodilla en el nivel de los meniscos</i> .....	23
<i>Figura 2. Anatomía de la rodilla.</i> .....	24
<i>Figura 3. Planos del cuerpo con sus respectivos ejes.</i> .....	25
<i>Figura 4. Rotación de la rodilla a) interna y externa, b) pasiva y c) automática.</i> ...	28
<i>Figura 5. Diagrama base para iniciar la metodología para el diseño y prototipado</i> .....	32
<i>Figura 6. Metodología planteada para el diseño del prototipo.</i> .....	33
<i>Figura 7. Continuación de la metodología del diseño del prototipo.</i> .....	34
<i>Figura 8. Sistema de aros y pines lineales</i> .....	42
<i>Figura 9. Sistema de aro y rotula</i> .....	43
<i>Figura 10. Sistema de aro y prótesis.</i> .....	44
<i>Figura 11. Barra y correa deslizante</i> .....	45
<i>Figura 12. Sistema de chumacera y transportador.</i> .....	46
<i>Figura 13. Transportador fijo con doble abrazadera y plato de medida</i> .....	48
<i>Figura 14. Tablón escualizable</i> .....	50
<i>Figura 15. Inclímetro y bota</i> .....	52
<i>Figura 16. Sistemas del prototipo para la medición de la rotación externa en la rodilla.</i> .....	55
<i>Figura 17. Vista ensamblada del prototipo.</i> .....	56
<i>Figura 18. Vista explosionada del prototipo</i> .....	57
<i>Figura 19 Diagrama de momento flector y cortante.</i> .....	69
<i>Figura 20. Sección transversal circular</i> .....	72
<i>Figura 21. Vista explosionada unión chumacera-placa.</i> .....	75
<i>Figura 22. Características de los tornillos</i> .....	77
<i>Figura 23. Reacción pernos a cortante</i> .....	77
<i>Figura 24. Esquema de la distribución para los pernos</i> .....	78
<i>Figura 25. Sistema móvil, fuerza y medida</i> .....	79
<i>Figura 26 Características Rodamiento SKF 6008.</i> .....	81

*Figura 27. Dispositivo para medir la rotación externa .....85*  
*Figura 28. Iván Quintero validación del dispositivo .....86*  
*Figura 29 Medición de la rotación externa .....86*

## LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 1. Metodología de diseño.....</i>	<i>37</i>
<i>Tabla 2. Jerarquías.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 3. Valores de aceptación.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 4. Tabla de valores. ....</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 5. Propiedades del material para la sección transversal.....</i>	<i>59</i>
<i>Tabla 6 . Resistencia mecánica de la sección transversal para la viga .....</i>	<i>73</i>
<i>Tabla 7. Datos de placa – chumacera .....</i>	<i>76</i>
<i>Tabla 8. Distribución de pernos de la unión chumacera-placa .....</i>	<i>79</i>
<i>Tabla 9. Características geométricas y físicas del contrapeso .....</i>	<i>80</i>
<i>Tabla 10. Características del material.....</i>	<i>82</i>
<i>Tabla 11. Costo de fabricación del producto.....</i>	<i>82</i>
<i>Tabla 12. Costos indirectos de fabricación .....</i>	<i>83</i>
<i>Tabla 13. Total de fabricación.....</i>	<i>83</i>
<i>Tabla 14. Costo de venta.....</i>	<i>83</i>
<i>Tabla 15. Datos estadísticos de prueba.....</i>	<i>87</i>
<i>Tabla 16. Datos estadísticos con su respectiva variación. ....</i>	<i>89</i>

## RESUMEN

**TÍTULO:** DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MECÁNICO NO INVASIVO PARA MEDIR LOS MOVIMIENTOS ROTACIONALES DE LA RODILLA, EN BASE AL PROBLEMA DE INESTABILIDAD ROTACIONAL.\*

**AUTORES:** GUSTAVO ANDRES PEDRAZA ROJAS  
MILTON ANDRES GOMEZ GORDILLO\*\*

**PALABRAS CLAVE:** Articulación femorotibial, patela, cóndilo femoral, flexión, extensión, rotación externa.

### DESCRIPCIÓN

A través del desarrollo de este proyecto de grado se busca abordar la necesidad por la salud humana, tratando el problema que surge en la esquina posterolateral debido a las lesiones que se presentan en el tendón poplíteo que causan inestabilidad rotacional.

Debido a esto se hace necesaria la evolución en el área de anatomía teniendo como referente información y documentación propia de nuestra región. Este trabajo se centra en el diseño y la construcción de un prototipo capaz de medir la rotación externa de la rodilla, en base al problema de la inestabilidad rotacional.

Debido a la incógnita acerca del rango rotacional de la rodilla, el cual, en diversas poblaciones no es conocido, se pretende identificar los parámetros referentes a la casuística nacional de la población mestiza predominante en Latinoamérica, por tal razón se explora la obtención resultados válidos y reproducibles con una técnica no invasiva sobre secciones de rodilla.

El desarrollo de este proyecto, y su consecución exitosa radica en la ingeniería de diseño, además de la aplicación de un procedimiento metodológico que logre supeditar los diferentes conceptos ingenieriles y médicos, de manera que converjan en una solución, que lleve a la posterior obtención y fabricación de un prototipo capaz de satisfacer las necesidades esbozadas.

---

\* Proyecto de grado

\*\* Facultad Fisicomecánicas Escuela de Ingeniería Mecánica, Director: Ing. Alberto David Pertuz Comas”

## ABSTRACT

**TITLE:** DESIGN AND CONSTRUCTION OF A MECHANICAL PROTOTYPE NON INVASIVE TO MEASURE THE ROTATIONAL KNEE MOVEMENT, BASED ON THE PROBLEM OF INSTABILITY ROTATION\*

**AUTHORS:** GUSTAVO ANDRES PEDRAZA ROJAS  
MILTON ANDRES GOMEZ GORDILLO\*\*

**KEYWORDS:** Tibiofemoral joint, Patella, femoral condyle, flexion, extension. external rotation.

### DESCRIPTION

Through the development of this project which seeks to address the need for human health, treating the problem that arises in the posterolateral corner due to injuries that occur in the popliteal tendon what cause rotational instability.

Because of that, an evolution is needed in the area of anatomy taking as reference information and documentation from our own region. This work focuses on the design and construction of a prototype capable of measuring the external rotation of the knee, based on the problem of rotational instability.

Because of the unknown about the rotational range of the knee, which in different populations is not known, aims to identify the parameters relating to national casuistry of the dominant mestizo population in Latin America, for that reason obtain valid results is explored and reproducible with a noninvasive technique for knee sections.

The development of this project and its successful achievement lies in engineering design, and application of a methodology that achieves subjecting the various engineering and medical concepts so that they converge on a solution, leading to the subsequent acquisition and manufacturing a prototype able to meet the requirements outlined.

---

\* Grade Project

\*\* Physics and Mechanics Faculty. School of Mechanical Engineering. Director: Ing. Alberto David Pertuz Comas

## INTRODUCCIÓN

Entre las ramas concurrentes de la ingeniería mecánica se encuentra la biomecánica en asocio con el diseño, la cual presenta el estudio de la estructura y la función de los sistemas relacionados con todo tipo de ser vivo.

La rodilla, compuesta por dos cóndilos asimétricos que articulan sobre dos superficies tibiales también asimétricas, tiene un funcionamiento particular. Tal es su complejidad que los modelos más básicos de biomecánica aplicados hace unos años distan de la realidad y no eran capaces de explicar algunos fenómenos de la movilidad articular.<sup>1</sup>

Es de particular interés el conocimiento funcional de la rodilla al ser una articulación expuesta a las lesiones mecánicas. Se hacen evidentes experiencias traumáticas sobre la misma al poseer condiciones tanto estáticas como dinámicas, teniendo en cuenta la mecánica articular de la rodilla en la cual se desarrolla el movimiento rotacional de la rodilla, tenemos que el rango rotacional de la rodilla en diversas poblaciones no es conocido, así como los parámetros referentes a la casuística Nacional de la población mestiza predominante en Latinoamérica derivada de operaciones reconstructivas del tendón poplíteo debidas a lesiones de inestabilidad rotacional de rodilla.

Debido a este desconocimiento se hace necesario obtener la información acerca de los parámetros básicos de la mecánica articular. Como esta información actualmente no existe, se busca establecer el rango rotacional de la rodilla en base al problema de inestabilidad rotacional causada por lesiones de la esquina posterolateral.

---

<sup>1</sup> Dr. Peset Valencia. Biomechanics of the knee. PATOLOGÍA DEL APARATO LOCOMOTOR. Publicación.

Los datos precisos acerca del comportamiento biomecánico de la rodilla con estas características, abren un nuevo camino de posibilidades anatómicas, como por ejemplo, saber el tipo de procedimiento quirúrgico óptimo, concerniente a la casuística predominante.

## **1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO**

### **1.1. IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA**

Los problemas de inestabilidad de la rodilla suelen tener múltiples causas y orígenes. La actividad física, como la gran demanda de algunos deportes y la sobrecarga irregular sobre esta importante articulación hacen que las dolencias de la rodilla se incrementen. Muchas veces esto se debe a un daño a nivel de los ligamentos o tendones, que puede requerir una cirugía especializada cuyas técnicas se han perfeccionado significativamente.<sup>2</sup>

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano. En ella se unen 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula, constituyéndose como una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos.<sup>3</sup>

El rango rotacional de la rodilla en diversas poblaciones no es conocido, así como los parámetros referentes a la casuística Nacional de la población mestiza

---

<sup>2</sup> Pedro J. Tort Saade, MD .Nuevos conceptos en la reconstrucción del ligamento anterior cruzado de la rodilla: "Reconstrucción anatómica del ACL", Artículo Revista Galenus. 2014

<sup>3</sup> Kuitinen S, Komi PV, Kyrolinen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. Med Sci Sports Exerc 2002; pag 166-73

predominante en Latinoamérica. Por tal razón lograr obtener resultados válidos y reproducibles en una técnica no invasiva, además de poder ajustar la misma a los diferentes tipos de movimientos que presenta la rodilla, es de suma importancia establecer un rango rotacional si se desea reconstruir el tendón poplíteo desde la constitución anatómica Latinoamericana.

Ahora bien la técnica de diseño a desarrollar, se apoyará en el conocimiento científico acerca del estudio anatómico de la rodilla para la casuística mestiza, como en el desarrollo mecánico de un dispositivo no invasivo que busca medir la rotación externa de la rodilla, lo cual ofrece un potencial elevado a la hora de medir y evaluar futuros estudios clínicos acerca de lesiones que conduzcan a un mayor conocimiento de la Inestabilidad Rotacional.

## **1.2. JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA**

Es de particular interés el conocimiento funcional de la rodilla al ser una articulación expuesta a las lesiones mecánicas; dicho esto, se hacen evidentes posibles y numerosas experiencias traumáticas sobre la misma al poseer condiciones tanto estáticas como dinámicas, por un lado vamos a tener un tipo de estabilidad que se presenta cuando la rodilla se encuentra en extensión completa, momento en el cual soporta una carga (peso corporal) sobre un área transversal propia de cada sujeto, en ese mismo instante, cuando la rodilla comienza el movimiento de flexión por sus condiciones anatómicas está capacitada para rotar sobre la marcha adaptándose a los cambios de velocidad, aceleración, y a los cambios de posición debidos al terreno en el cual se apoya el pie.

En el presente proyecto se busca identificar parámetros de la mecánica articular contenida en el movimiento rotacional de la rodilla, dicha rotación se evidencia sobre el eje longitudinal de la pierna, y se presenta cuando la rodilla ha sido flexionada.

Como el rango rotacional de la rodilla en diversas poblaciones no es conocido, así como los parámetros referentes a la casuística nacional de la población mestiza predominante en Latinoamérica, un dispositivo mecánico manual no invasivo para medir la movilidad rotacional de la rodilla, tanto en especímenes de prueba sanos, como en aquellos sometidos a operaciones reconstructivas del tendón poplíteo debidas a lesiones de Inestabilidad Rotacional de Rodilla conllevará a que este desarrollo mecánico proporcione al profesional de la salud un diagnóstico clínico objetivo en la medición de la inestabilidad rotacional.

### **1.3. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO**

#### **1.3.1. Objetivo general**

Contribuir con la misión de la Universidad Industrial de Santander mediante la integración científica del Diseño Mecánico y la Medicina, con el diseño y construcción de un dispositivo para medir el movimiento de rotación externa de la rodilla, según parámetros referentes a la población latinoamericana.

#### **1.3.2. Objetivos específicos**

- Investigar y explorar el campo teórico, para la indagación y síntesis de los antecedentes en relación con el problema y temas conexos, para generar resultados formales de todo el proceso cognitivo a desarrollar.
- Implementar el método de diseño conceptual como herramienta de análisis y clasificación, para establecer un parámetro experimental, con el cual se emitirá un diseño final para su posterior consecución.
- Establecer y definir el diseño base del prototipo a desarrollar, con la ayuda de software para modelamiento CAD.

- Construir un prototipo funcional a una escala de 1:1, para realizar la medición de los movimientos rotacionales de la rodilla, según parámetros referentes a la población latinoamericana.

#### **1.4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN**

Se diseñará un dispositivo para medir la rotación externa de la rodilla que permita el continuo desarrollo científico en el área de anatomía, además del desarrollo de trabajo conjunto entre las áreas de Ingeniería Mecánica y Medicina.

Este diseño busca proporcionar al profesional de la salud un diagnóstico clínico objetivo en la medición de la inestabilidad rotacional, dado que no existe ningún parámetro referente a la medida de la rotación externa que se presenta en rodillas pertenecientes a la casuística predominante en Latinoamérica.

## **2. MARCO TEÓRICO.**

### **2.1. PRESENTACIÓN.**

La rodilla posee un importante papel concerniente a funciones como el sostenimiento del peso que sustenta el cuerpo sobre tal extremidad, los cambios en el movimiento, dirección, velocidad y celeridad.

Por ello el conocimiento de las variables que influyen en la reconstrucción de la esquina posterolateral ocasionadas por lesiones de inestabilidad rotacional son de suma importancia al tomar relevancia en el momento de las diversas intervenciones quirúrgicas que se plantean para solucionar el mismo problema.

### **2.2. BIOMECANICA DE LA RODILLA.**

La rodilla siendo una articulación intermedia de la parte inferior del cuerpo, cuya complejidad es bastante sobresaliente debido a su capacidad de rotar, cambiar de

dirección, velocidad y aceleración en cualquier momento, puede ser propensa a lesiones. Hecho por el cual es objeto de estudio de las diferentes áreas del conocimiento como la Salud y la Ingeniería.

La rodilla denota como una articulación compuesta, dado que se encuentra rodeada por una misma capsula articular en las cuales coinciden más de dos superficies. Las articulaciones que componen la rodilla son tres: articulación femorotibial (entre los cóndilos del fémur y la tibia), articulación femorotuliana (entre la tróclea del fémur y la cara articular de la rótula) y la articulación tibioperonea proximal.<sup>4</sup>

### **2.3. INESTABILIDAD ROTACIONAL.**

Las lesiones de esquina posterolateral de rodilla son infrecuentes y muy incapacitantes. Normalmente se acompañan de otras lesiones ligamentarias; por lo que históricamente se han realizado distintas técnicas para reconstruir este tipo de lesiones.

Por tanto cada uno de los pacientes diagnosticados con lesiones de esquina posterolateral, podrá ser tratado de diversas maneras quirúrgicamente hablando, dado que existen en la literatura distintas formas de abordar el mismo problema.<sup>5</sup>

---

<sup>4</sup> Universidad Laica Eloy Alfaro de Manabi. Katty Annabel Sanches Bailon. Técnica Fisioterapéutica para el tratamiento de la tendinitis rotuliana. Pag 19-25. Año 2014

<sup>5</sup> Descripción de una técnica artroscópica y percutánea para la reparación de lesiones de esquina posterolateral de rodilla. Hospital Monográfico de Traumatología, Cirugía Ortopédica y Rehabilitación. ASEPEYO. Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes. IMSS. Pag 1. Año 2015

Aunque no existe consenso acerca del método reconstructivo de la esquina posterolateral, la falta de diagnóstico, o una valoración tardía, puede llevar a fallas en el momento de la reconstrucción primaria a nivel del LCA o LCP.

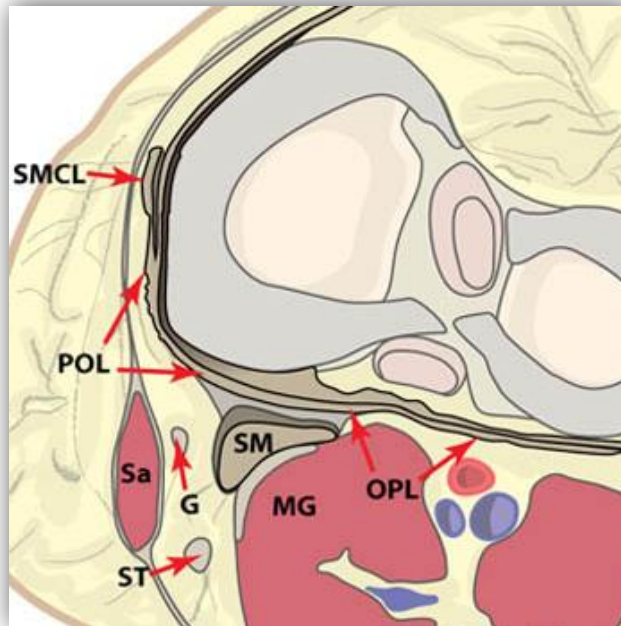
Para mantener la estabilidad en la esquina posterolateral de la rodilla se requiere de un sistema complejo conformado por músculos, ligamentos y tendones entre los cuales se encuentran el músculo poplíteo, el tendón del bíceps femoral y el músculo gastrocnemio lateral; los cuales son estabilizadores dinámicos. El ligamento colateral lateral (LCL), el ligamento tibiofibular (LTF), el ligamento arcuato (LA), el ligamento poplíteofibular (LPF) y la cápsula posterolateral son estabilizadores estáticos. Estas estructuras tienen un rol importante en la estabilización posterolateral de la rodilla evitando la traslación posterior, la angulación en varo y la rotación lateral excesiva<sup>6</sup>

Por ello hay que encontrar el punto ideal en la reconstrucción, al saber escoger una técnica quirúrgica adecuada según el tipo de paciente.

---

<sup>6</sup> Diamantopoulos AA, Tokis A: The posterolateral corner of the knee: evaluation under microsurgical dissection. Arthroscopy.826-33. Año 2015.

**Figura 1. Plano axial de la rodilla en el nivel de los meniscos**



Fuente [ <http://www.centrogalvez.com.ar/lesion-esquina-posteromedial-de-rodilla/> ]

Una ilustración plano axial de la rodilla en el nivel de los meniscos demuestra los componentes de la esquinilla posteromedial. A este nivel el semimembranoso (SM) se puede ver que contribuyen fibras del ligamento poplíteo oblicuo (OPL) y a la cápsula posterior. El ligamento oblicuo posterior (POL) se encuentra entre el ligamento medial colateral superficial (SMCL) y el tendón semimembranoso en esta vista. La cabeza medial del músculo gastrocnemio (MG), sartorio muscular (SA), gracilis tendón (G) y el tendón semitendinoso (ST) también se indican.

#### **2.4. GENERALIDADES**

La articulación femorotibial está constituida por los cóndilos femorales y por los patillos tibiales, esta se clasifica como sinovial dado que posee cápsula articular y

membrana sinovial, como compuesta (dentro de la misma cápsula articular se encuentra el extremo distal del fémur y el proximal de la tibia y peroné, ovoide cóndilos femorales convexos y platillos tibiales cóncavos y modificada dado que presenta dos grados de libertad de movimiento<sup>7</sup>. La articulación patelofemoral está conformada por la patela o rótula y por la tróclea femoral. Se clasifica como sinovial, compuesta, en silla ya que la tróclea femoral es cóncava en sentido medial y lateral y convexo en sentido superior e inferior. La patela es convexa en sentido medial y lateral y cóncava en sentido superior e inferior y no modificado porque presenta dos grados de libertad<sup>8</sup>.

**Figura 2. Anatomía de la rodilla.**



*Fuente ORTHOINFO-American Academy of Orthopaedic Surgeons*

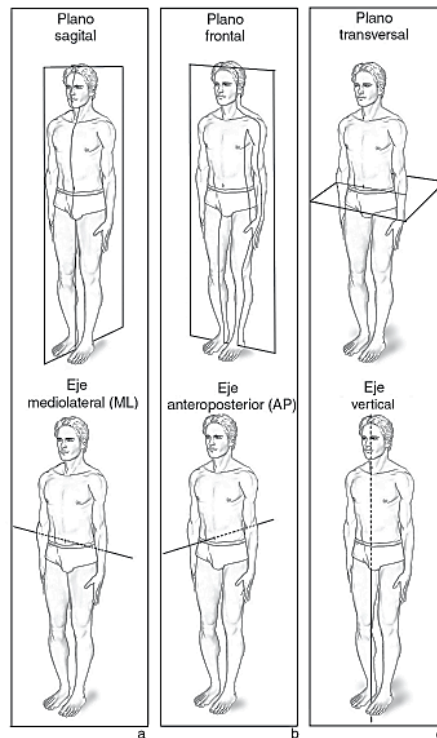
<sup>7</sup> Kaltborn F. Fisioterapia manual extremidades. 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2004. Año 2014

<sup>8</sup> Biomecánica. Clínica de la rodilla. Universidad del Rosario. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Documento de Investigación No.39. Pag 14-20. Año 2014

### 2.4.1. Planimetría.

Son los planos imaginarios de referencia para dividir el cuerpo humano en diferentes zonas y facilitar su estudio. Para el cuerpo tenemos tres planos perpendiculares entre sí: plano *sagital*, plano *frontal* o *coronal* y plano *transversal* o *axial*. Cada uno de estos planos son cruzados perpendicularmente por un eje: eje medio lateral, eje anteroposterior y eje vertical respectivamente<sup>9</sup>.

Figura 3. Planos del cuerpo con sus respectivos ejes.



Fuente GONIOMETRIA, Una herramienta para la evaluación de las incapacidades individuales.

Claudio H. Taboela.

<sup>9</sup> GONIOMETRIA, Una herramienta para la evaluación de las incapacidades individuales. Claudio H. Taboela. Pag.21-22. Año 2014

### 2.4.2. Mecánica de la rodilla

La estabilidad dinámica de la rodilla se evidencia cuando la misma se somete a cambios rápidos de carga, velocidad y celeridad durante algún tipo de actividad, esto es el producto de un trabajo en conjunto de las articulaciones, y el efecto de las restricciones articulares.

Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos durante cada movimiento articular, y junto con algunas restricciones llevan a cabo la translación de la misma para lo que se llama carga pasiva. Tales restricciones en los movimientos que pueden ejecutar los ligamentos están en función del ángulo y la posición (el plano corporal) en la cual se aplica la carga.

La estabilidad de la rodilla está asegurada por los ligamentos cruzados anterior y posterior y los colaterales interno y externo. El ligamento cruzado anterior (LCA) tiene la función de evitar el desplazamiento hacia delante de la tibia respecto al fémur; el cruzado posterior (LCP) evita el desplazamiento hacia detrás de la tibia en relación con el fémur, que a 90° de flexión toma una posición de verticalidad a la vez que se tensa, esto lo hace responsable del deslizamiento hacia atrás de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales en el momento de la flexión, lo cual proporciona estabilidad en los movimientos de extensión y flexión<sup>10,11,12,13</sup>.

---

<sup>10</sup> Latarjet M, Ruiz L. Anatomía humana. 3 ed. México, DF: Editorial Médica Panamericana, 1996:t 2:2001-16.

<sup>11</sup>Di Rado A. Traumatismo del ligamento cruzado anterior de la rodilla, Artículo.

<sup>12</sup> Guiraldes H, Oddó H, Paulós J, Huete I. Anatomía clínica. Anatomía clínica de la rodilla.

<sup>13</sup> Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales. ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y SU MECÁNICA ARTICULAR. MEDISAN Pag 3-5. Año 2014

Ahora bien, en la dinámica que presenta la rodilla, varios ligamentos contribuyen de manera grupal a la estabilidad, cuando se exceden los esfuerzos sobre la misma se requieren otra serie de fuerzas adicionales que le den estabilidad. Las fuerzas compresivas de la rodilla, resultantes del soporte del peso del cuerpo y las cargas aplicadas a los segmentos articulares por actividad muscular, suministran estas fuerzas estabilizadoras.<sup>14,15</sup>

La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en 2 planos perpendiculares entre sí: flexoextensión en el plano sagital (eje frontal) y rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical).<sup>16,11</sup>

En la flexoextensión de la rodilla se llevan a cabo dos movimientos: uno de rotación, similar al que realizar las ruedas de un vehículo sobre el suelo y un movimiento de deslizamiento.

En los movimientos de flexiónextensión, la rótula se desplaza en un plano sagital. A partir de su posición de extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, cuyo centro está situado a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotuliano. Al mismo tiempo, se inclina alrededor de 35° sobre sí misma, experimentando un movimiento de traslación circunferencial con respecto a la tibia.<sup>17</sup>

---

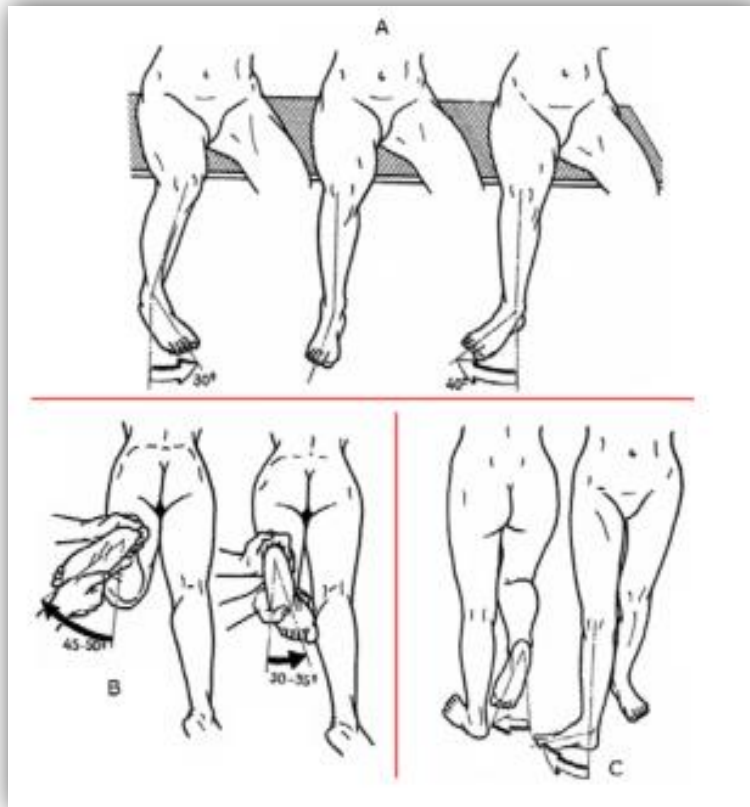
<sup>14</sup> Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackles L. Dynamic Knee stability: current theory and implications for clinicians and scientist. J Orthop Sports Phys Ther 2001;31(10):546-66. Año 2014

<sup>15</sup> Caulfield BM, Garret M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. Int J Sports Med 2002;23:64-8. Año 2014

<sup>17</sup> Prat J. Biomecánica. Digibotics.

Tales movimientos se pueden clasificar en dos tipos de rotación: interna y externa. Estos tipos de rotación le dan a la rodilla la gran adaptabilidad a los numerosos cambios bien sea en la posición, velocidad o aceleración del cuerpo en un instante bajo condiciones de carga.

Figura 4. Rotación de la rodilla a) interna y externa, b) pasiva y c) automática.



Fuente Catarina. Biomecánica de la rodilla. Capítulo2. Pag 15.

### 2.4.3. Cinemática de la rodilla

Los movimientos primarios de la rodilla son la flexión y extensión, y a menor escala se dan la rotación interna y externa.

Gracias a la variación en la elasticidad de los ligamentos, la rodilla realiza movimientos de deslizamiento anterior o posterior de la tibia o el fémur.

Ahora dependiendo de la cadena de movimientos que realiza la rodilla, estará acompañada de una ligera abducción o aducción los cuales buscan equilibrar las fuerzas de varo valgo que ocurre en esta articulación.

Estos movimientos (abducción o aducción) se relacionan con la osteocinemática de la rodilla.

#### **2.4.4. Osteocinemática.**

El movimiento de flexión y extensión en la rodilla es uno de los grados de libertad con los que cuenta la articulación. Se realizan en un plano sagital, con un eje horizontal que pasa a través de los cóndilos femorales. Este eje presenta una ligera oblicuidad, más inferior en la cara medial de la articulación, lo cual causa que la tibia se dirija lateralmente en el movimiento de extensión y medialmente en el movimiento de máxima flexión.

La rotación instantánea que se comporta como bisagra en un corto espacio de tiempo, donde ocurre el movimiento de rodamiento, más no de deslizamiento. Un rango normal de movimiento para la flexión de la rodilla es de 130 a 140 grados.

#### **2.4.5. Cinética, estática y dinámica de la rodilla**

La cinética de la rodilla se desarrolla teniendo en cuenta los componentes pasivos (cápsulo-ligamentosos) y activos (músculos) que intervienen en la estabilidad de la rodilla, anatómicamente la clasificamos como una articulación de tipo condílea y mecánicamente troclear, que brinda un pobre soporte de simetría y congruencia articular, sin embargo se genera una gran estabilidad cuando se aplica una carga o peso, asociada con la extensión máxima de la articulación.

Cada una de las estructuras óseas de la articulación de la rodilla contribuyen principalmente a la estabilidad en la extensión final, sin embargo los tejidos blandos son responsables de brindar la restricción durante la mayor parte de la movilidad de la rodilla.<sup>18</sup>

Teniendo en cuenta las articulaciones de la rodilla, estas presentan dos grandes protuberancias óseas en el fémur que son recubiertas con los cartílagos de la articulación, llamados también cóndilos; específicamente el cóndilo lateral y el cóndilo medial. La articulación de la rodilla está asegurada por una cantidad numerosa de estructuras ligamentosas que ayudan a impedir que los elementos óseos de la articulación se rocen entre sí con fuerza. Podemos saber que la propia rótula está situada en un tendón. El tendón pasa por encima de la rótula hacia la tibia, la rótula se encuentra casi que incrustada en el tendón por lo que a su vez se encuentra fija.

Esta y más estructuras ligamentosas como por ejemplo los ligamentos laterales y los ligamentos cruzados brindan la estabilidad necesaria en la articulación de la rodilla a la hora de realizar movimientos cotidianos como caminar correr o subir escaleras.

Los ligamentos laterales entre los cuales encontramos el ligamento colateral-lateral y el ligamento colateral-medial, son los encargados de dar estabilidad a la rodilla frente a la tensión en varo y valgo, es decir para evitar las cargas en las que pueden producirse desvíos en el plano horizontal entre el fémur y la tibia impidiendo así que la rodilla se habrá en forma medial o lateral.

Ahora bien, en el interior de la rodilla encontramos el ligamento cruzado anterior y un poco más atrás el ligamento cruzado posterior, ambos protegen la rodilla contra movimientos de desplazamiento de la tibia que suceden en el plano sagital.

Más detalladamente el ligamento cruzado anterior impedirá que la tibia roce contra el fémur en el plano anterior y el ligamento cruzado posterior impedirá que la tibia roce con el fémur en el plano posterior.

Observando la articulación de la rodilla desde adentro encontramos dos estructuras que están formadas por filamentos cartilaginosos, llamados meniscos. Tenemos el menisco interno y el menisco externo. Estos tienen la función de equilibrar las incongruencias, es decir, las desigualdades entre la superficie de la articulación del fémur y la tibia, también se encargan de una mejor distribución de las fuerzas en la rodilla.

### **3. METODOLOGÍA DEL DISEÑO.**

#### **3.1. PROCESO DE DISEÑO EN LA FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.**

El rango rotacional de la rodilla en diversas poblaciones no es conocido, así como los parámetros referentes a la casuística nacional de la población mestiza predominante en Latinoamérica. Por tal razón se quiere fabricar un prototipo para medir la rotación externa de la rodilla.

Figura 5. Diagrama base para iniciar la metodología para el diseño y prototipado.

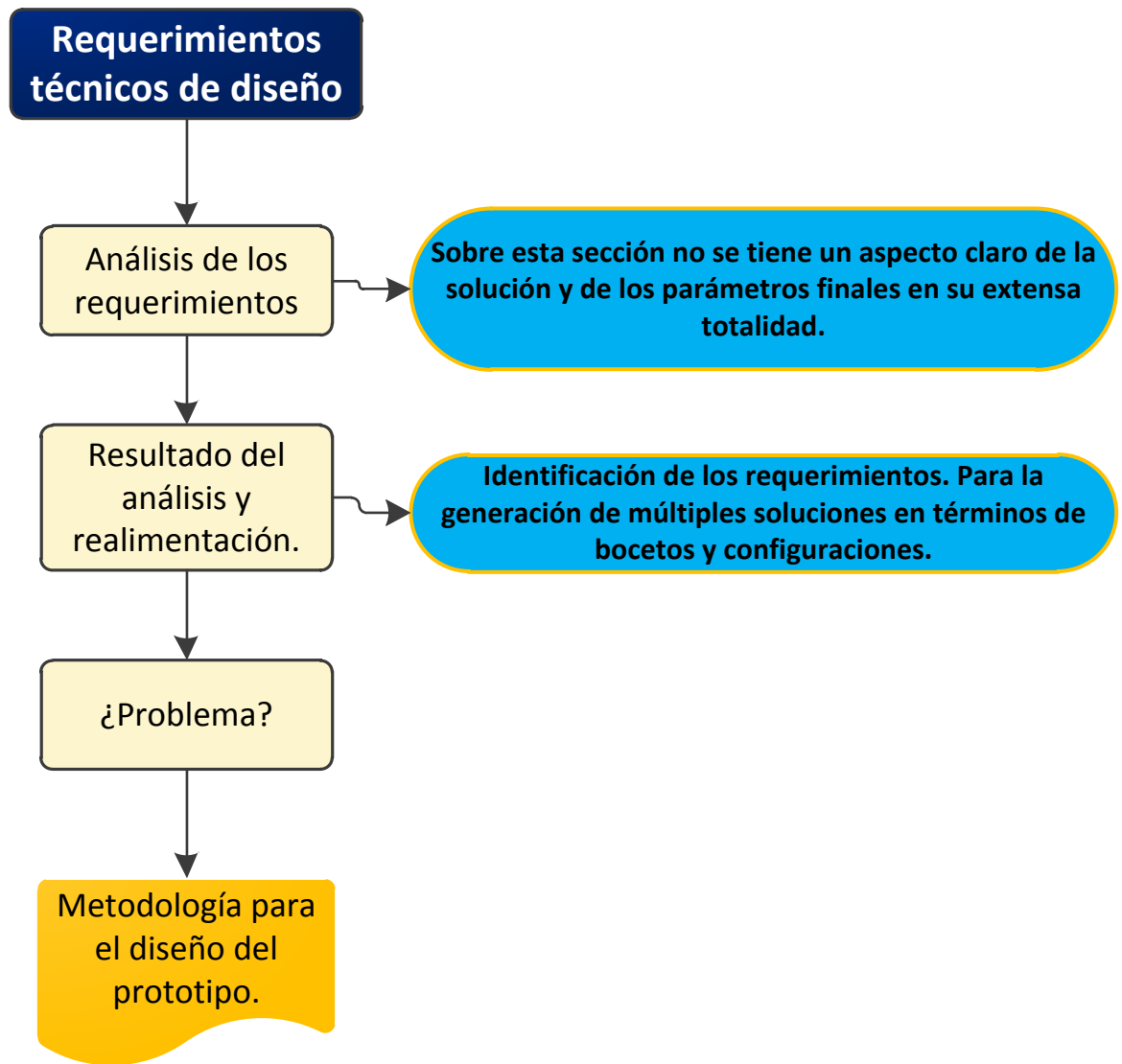


Figura 6. Metodología planteada para el diseño del prototipo.

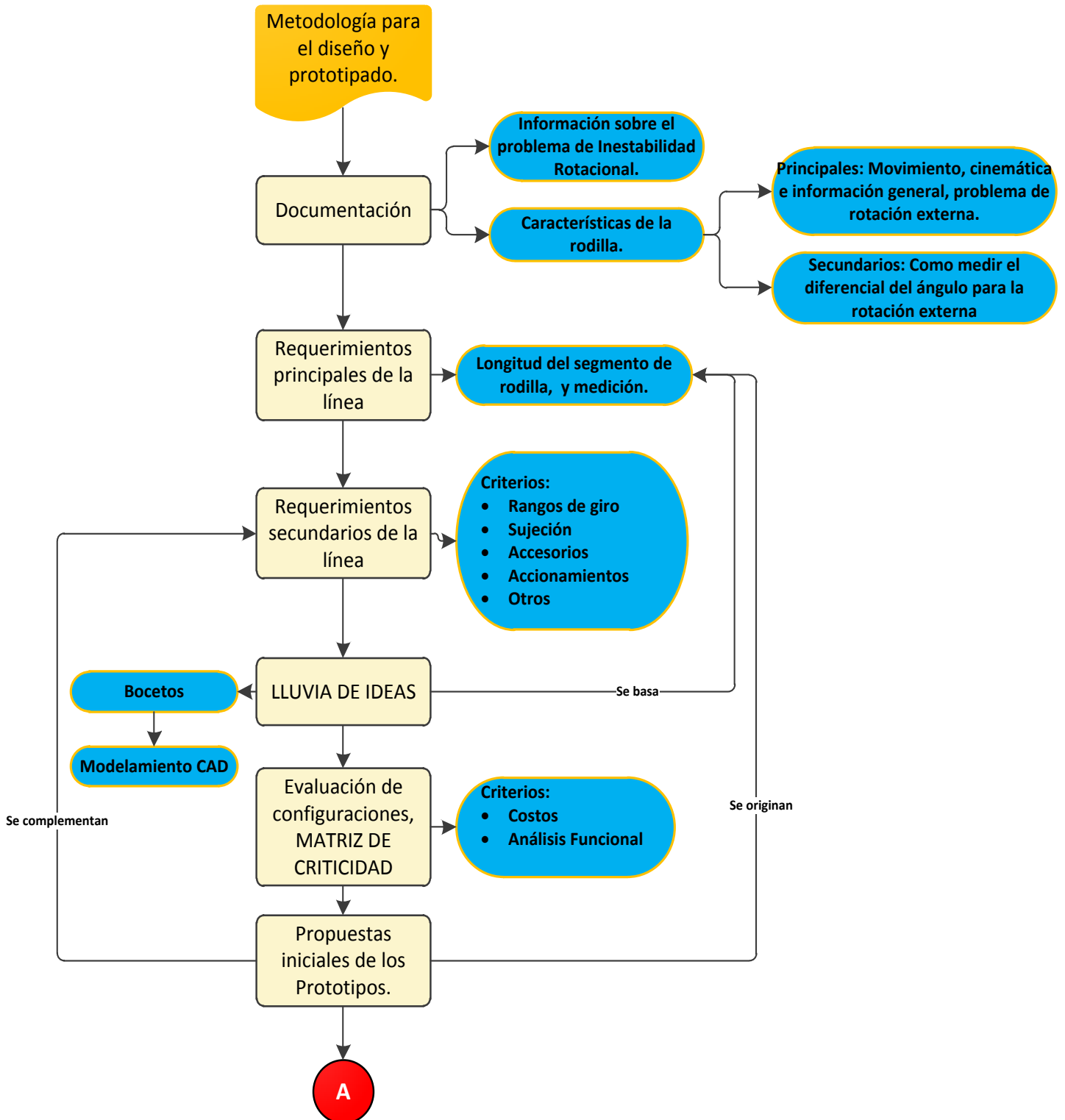
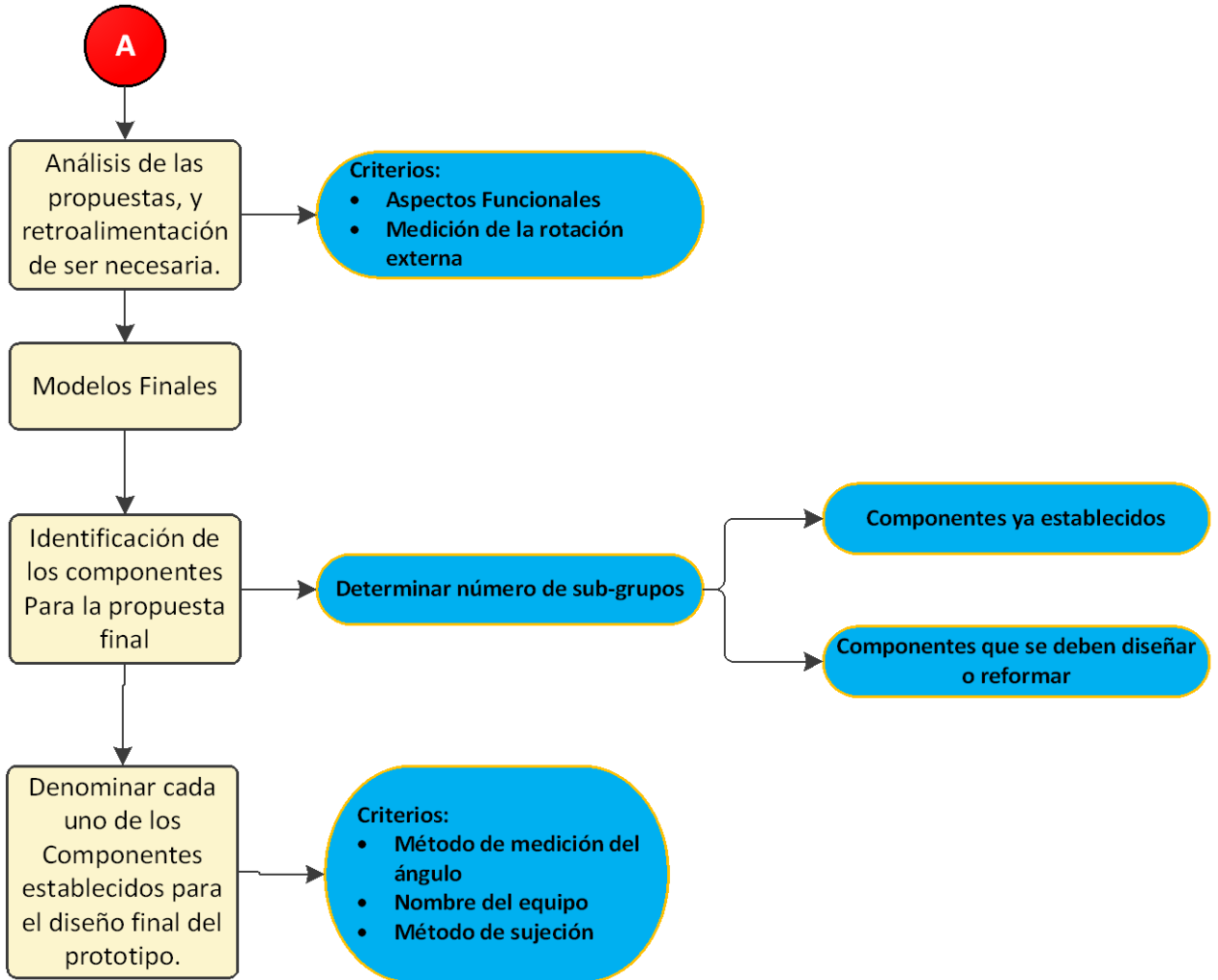


Figura 7. Continuación de la metodología del diseño del prototipo.



### 3.1.1. Descripción del procedimiento

Para iniciar con la metodología del diseño del dispositivo que va a medir la rotación externa en la rodilla, se realiza una investigación médica que permita establecer con claridad el problema de inestabilidad rotacional de la rodilla. Esto se realiza en base a textos relacionados con la anatomía de la rodilla para tener

una base sólida de documentación. La investigación fue realizada de la mano de personal médico calificado, para ello nuestro referente fue el estudiante Iván Darío Quintero Pabón, la estudiante Edna Rocío Buitrago Quiñonez, ambos estudiantes de medicina, en compañía del profesor Luis Ernesto Ballesteros Acuña, pertenecientes a la Universidad Industrial de Santander, los cuales fueron galardonados con el premio Latinoamericano en investigación de cirugía de cadera y rodilla. Esta exploración busca establecer unas características acerca de la lesión del tendón poplíteo por el problema de inestabilidad rotacional para contar con parámetros básicos, que se puedan integrar en el diseño del dispositivo.

Esto se realiza en aras de tener en cuenta el desarrollo del prototipo y así poder satisfacer los requerimientos necesarios de diseño y construcción.

Una vez identificadas las características básicas, se procede a realizar una lluvia de ideas en donde se toma, en cuenta la opinión de los estudiantes involucrados directamente en el proceso de diseño y construcción, así como personas que no son afín a la carrera de Ingeniería Mecánica, y terceros que aporten ideas, en el proceso de diseño.

Esto se hace con el ánimo de generar variaciones funcionales y múltiples configuraciones de cada uno de los aportes que contribuye a solidificar los requerimientos que debe tener la solución.

Para darle un valor calificativo, a los diseños. Se evalúan a la luz de una matriz de criticidad que es elaborada por los estudiantes implicados en el diseño y desarrollo, así como por el guía del procedimiento metodológico, además de los profesionales de la salud, para simplificar la solución del problema.

Con esta matriz de criticidad, además de buscar simplificar el problema, como se mencionó anteriormente se busca dar solución al mismo, pero esta solución es parcial, puesto que el diseño que se escoge no es netamente el final, dado que el diseño es un proceso iterativo en algunos casos, puede darse la posibilidad de

volver al re-diseño de la idea previamente escogida. De no ser necesario el re-diseño, la matriz de criticidad arrojará como resultado del estudio acumulativo previo, el diseño que mejor se acomode a los requerimientos necesarios para llevar a buen puerto el desarrollo de la idea que dará solución al problema establecido.

Ya identificados los requerimientos principales y una vez evaluadas las ideas aportadas se procede a generar la posible configuración que se puede conformar, para esto se realizarán en primera instancia bocetos que permitan materializar las ideas planteadas, esto ayudará a dar una idea no materializada en su totalidad del diseño que se quiere.

Como ya se tiene un modelo que sobresale por encima de los demás, el cual se escogió en base a los datos arrojados por la matriz de criticidad, se procede a modelar a través de un software CAD.

En este punto se continúa la evaluación respecto a funcionalidad, matemática, a su vez que se tiene en cuenta el ámbito económico; estos parámetros o criterios seleccionados para la evaluación de los diferentes modelos se escogieron como filtro inicial para descartar los modelos propuestos que podrían salirse del contexto lógico.

A esta propuesta, por predominar por encima de las otras, se le realizará un análisis detallado con el grupo de trabajo de "Diseño y Desarrollo", teniendo en cuenta de manera más rígida sus aspectos funcionales y a su vez los requerimientos descritos por el personal médico-asistencial principalmente. Todo esto se realiza con el objetivo de proporcionar un modelo final.

Ya con el modelo final seleccionado, se procede con una etapa de identificación de componentes de cada uno de los modelos planteados, la intención de esta etapa es determinar cada una de las piezas que componen el diseño del modelo

final, bajo el criterio de que puedan ser modificables y acordar que componentes deben ser reformados o nuevamente diseñados, sin que su principio de funcionamiento se vea afectado.

### 3.2. DISEÑO DE LOS COMPONENTES ESTRUCTURALES

La metodología a aplicar para el diseño de los elementos, está fundamentada y establecida por literatura experimentada en el tema, y para este documento se hará referencia a la descrita en el libro de *Introducción a la Ingeniería y al Diseño en la Ingeniería de Edward V. Krick*.

**Tabla 1. Metodología de diseño**

<b>METODOLOGÍA PARA EL DISEÑO</b>		
<b>1</b>	<i>Formulación del problema</i>	<i>Etapa de definición</i>
<b>2</b>	<i>Análisis del problema</i>	
<b>3</b>	<i>Detalles del problema</i>	
<b>4</b>	<i>Múltiples soluciones del problema (LLUVIA DE IDEAS)</i>	<i>Etapa preliminar del diseño</i>
<b>5</b>	<i>Diseñar bosquejos en forma burda</i>	
<b>6</b>	<i>Especificaciones</i>	<i>Etapa del diseño detallado</i>
<b>7</b>	<i>Análisis del diseño (MATRIZ DE CRITICIDAD)</i>	
<b>8</b>	<i>Detalles de la solución</i>	
<b>9</b>	<i>Resultados</i>	<i>Etapa de documentación</i>

**Fuente.** Edward V. Krick. *Introducción a la ingeniería y al diseño en ingeniería*. México 1988

#### 3.2.1. Etapa de definición

Se precisa el problema de manera global sin detalles específicos, de manera que teniendo en cuenta que los datos establecidos, los mismos nos lleven a la

formulación de hipótesis las cuales serán complementadas en el proceso de diseño a medida se relaciona la metodología al problema ya identificado.

El propósito de las hipótesis es simplificar el problema, partiendo de la idea de que ya se conoce la información básica con la cual podemos llegar a la solución.

### **3.2.2. Etapa preliminar del diseño**

Un factor apremiante en esta etapa de diseño, es el aporte de ideas, con las cuales se busca un punto de partida, estas son expresadas bajo el concepto de LLUVIA DE IDEAS en esta metodología de diseño.

En este apartado se toma en cuenta la opinión de los estudiantes involucrados directamente en el proceso de diseño y construcción, y de personas que no son afín a la carrera de Ingeniería Mecánica como lo fueron estudiantes de Medicina, así mismo terceros que aporten ideas.

Estos últimos no necesariamente deben tener relación alguna con la asignatura de diseño o con su concepto metodológico, esto se hace con el fin de que aporten posibles soluciones desde su perspectiva inventiva y creativa.

A todos estos aportes de posibles diseños, se les da molde y un grado de solidez de manera que se pueda dar forma al diseño que posiblemente suplirá la necesidad. Dentro del marco de la lluvia de ideas, está la generación de variaciones funcionales y múltiples configuraciones de cada uno de los aportes que contribuye a solidificar los requerimientos que debe tener la solución. Toda idea es aceptada en este momento, no importa lo descabellada que pueda sonar, lo sencilla, o lo compleja que se describa la misma, en este apartado no se busca la concepción racional de la idea, o el detalle concreto de cada uno de los elementos que la componen.

Se deberán tomar algunas decisiones preliminares de diseño. Estas decisiones de diseño pueden ser modificadas o desechadas al efectuarse las iteraciones a lo largo del proceso. La calificación para su posterior elección del diseño final se hace a la luz de una matriz de criticidad.

Es importante que en esta etapa se elaboren bosquejos que ayuden a la representación y posterior conceptualización de cada una de las ideas obtenidas, estas representaciones gráficas no deben tener medidas, pero si en lo posible deben ser bastante descriptivas de manera que se entienda el concepto principal de la solución que la idea representa.

### **3.2.3. Etapa del diseño detallado**

Partiendo de un diseño tentativo que arroja la matriz de criticidad, se establece un diseño que apunta a cumplir con los requisitos de manera que dé solución al problema.

Se llevara a cabo el análisis de diseño con el modelo seleccionado y se tendrá en cuenta, la confiabilidad de las medidas que se buscan, su fácil uso y las posibles fallas en el diseño. Estos resultados se evaluarán a la luz de las propiedades de los materiales seleccionados.

Si los resultados obtenidos son congruentes con lo esperado se procederá con el diseño, de lo contrario se hace una iteración en busca de una mejor solución.

### **3.2.4. Etapa de documentación**

Una vez el proceso de diseño sea satisfactorio, deberá completarse la documentación de los elementos o sistemas que lo componen, mediante diseños detallados de planos, ingeniería en detalle, manufactura, materiales usados, si la

complejidad del dispositivo se hace relevante, es necesario un manual describiendo los pasos para el uso correcto.

## **4. DISEÑO CONCEPTUAL**

Para diseñar un dispositivo mecánico no invasivo que mida la rotación externa se parte del concepto “como medir la rotación, en base al movimiento de flexión”, según este principio se crean las configuraciones posibles que conformarán el diseño, esto con el fin de detallar los componentes comunes.

Posterior a ello se desglosa el diseño en elementos básicos para tener una conformación más sencilla del prototipo a fabricar.

### **4.1. DISEÑO DEL PROTOTIPO PARA MEDIR LA ROTACION EXTERNA.**

#### **4.1.1. Identificación de las características principales**

Para el diseño del prototipo no invasivo que va a medir la rotación externa se identificaron una serie de factores, los cuales marcaran la pauta para la concepción de diferentes configuraciones en el diseño.

#### **4.1.2. Primer factor principal**

El factor predominante en la creación del dispositivo es medir el ángulo de rotación de la rodilla mientras realiza el movimiento flexión.

#### **4.1.3. Segundo factor principal**

El segundo factor importante es que el dispositivo va a ir montado sobre una sección de rodilla y no sobre la pierna completa en un sujeto de prueba, de manera que la sujeción, espacio y tamaño se tendrán en cuenta en base a este requerimiento.

#### **4.1.4. Identificación de las características derivadas**

Complementando los primeros factores para la creación del prototipo se despliegan nuevos parámetros que influyen en la elaboración de cada una de las configuraciones:

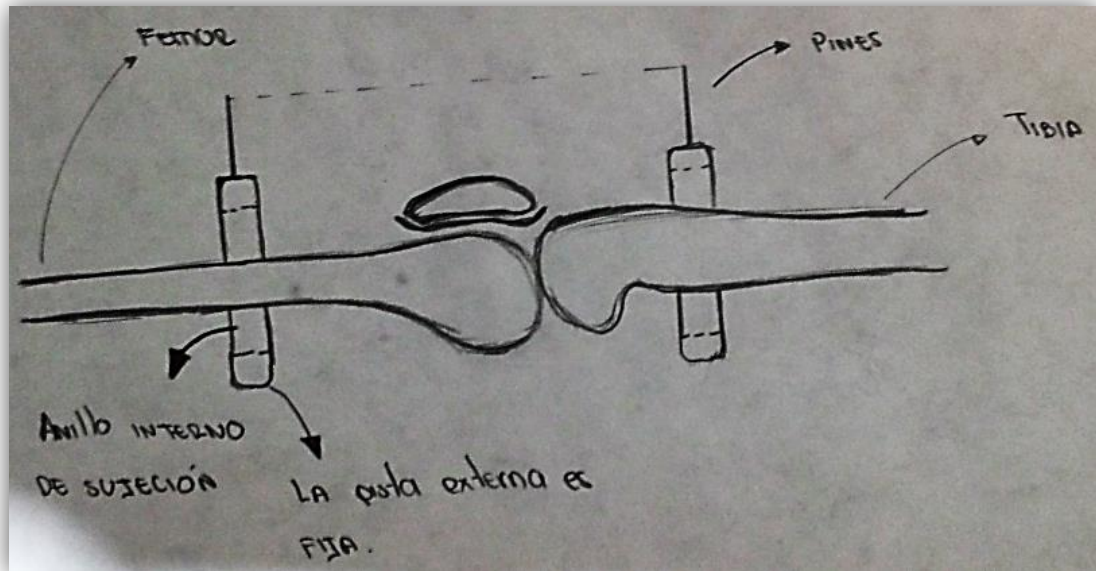
La sección de rodilla tendrá unos rangos de diámetro en el fémur de 7 a 10 cm, esto se realiza de esta manera en base al estudio que se espera realizar sobre la inestabilidad rotacional causada por la lesión del tendón poplíteo.

#### **4.1.5. Generación de las configuraciones**

A continuación se presentan bocetos de las configuraciones propuestas, que fueron obtenidas a partir de la lluvia de ideas que se desarrolló, esta sección tuvo en cuenta como parámetro la medición del ángulo, característica que fue anteriormente descrita.

#### 4.1.5.1. Primer modelo

Figura 8. Sistema de aros y pines lineales



Este primer modelo (Figura 8), se designa como sistema de pines lineales para la medición de la rotación externa, este modelo presentará un movimiento rotacional, el cual se genera al flexionar la rodilla.

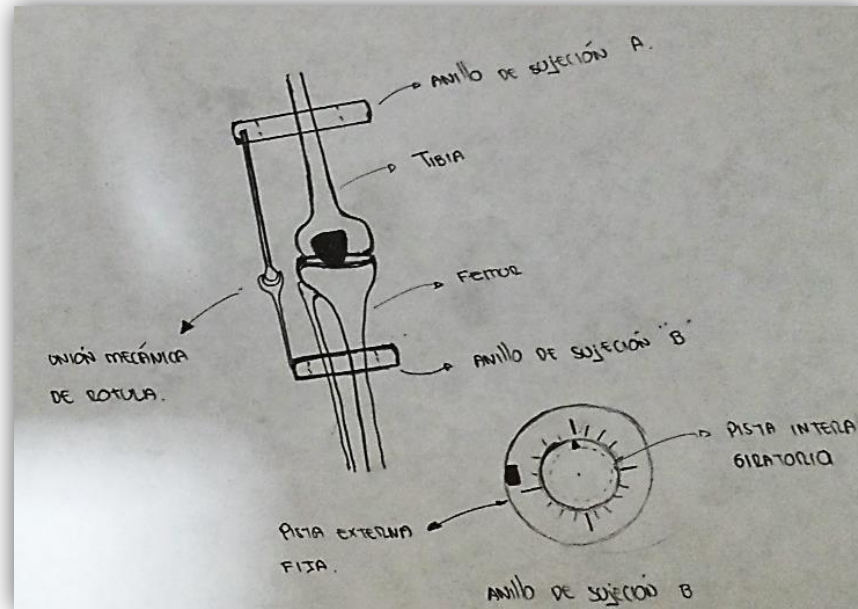
Los dos pines estarán sujetos a la tibia y al fémur del segmento de rodilla por medio de dos anillos los cuales están fijos como lo muestra la figura 7.

En principio los pines estarán alineados formando una diferencia angular de  $0^\circ$ , esto se logra cuando la pierna esta en extensión completa, en el momento de la flexión, el aro y el pin sujetos a la tibia, comenzará a girar en conjunto con esa sección de rodilla, esto va a generar una diferencia angular, de un pin respecto al otro.

Tal diferencia es la rotación externa que presenta la rodilla en el momento de la flexión.

#### 4.1.5.2. Segundo modelo

Figura 9. Sistema de aro y rotula



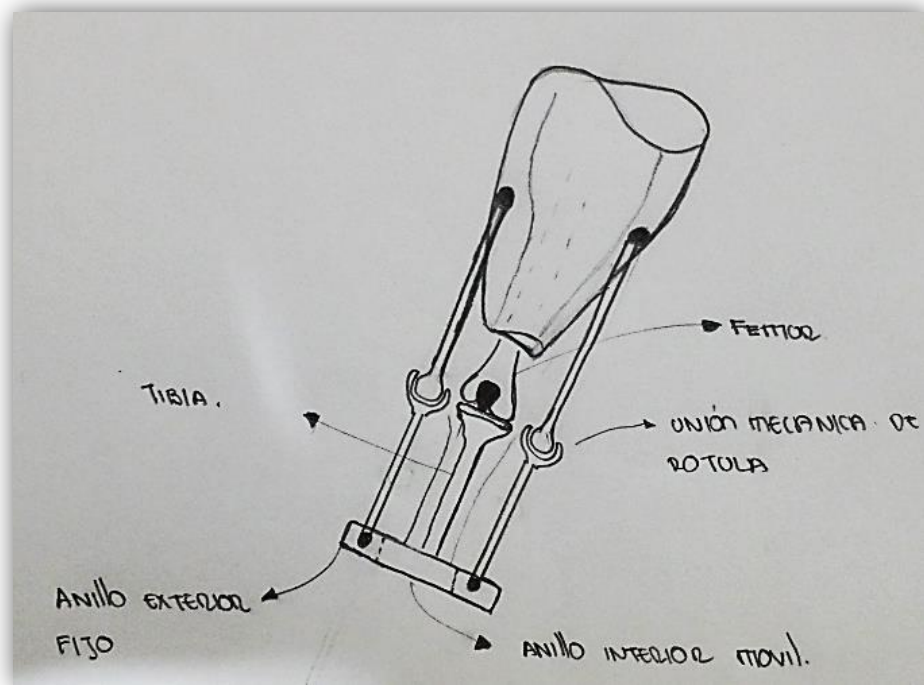
La segunda propuesta (Figura 9) estará conformada por dos anillos sujetos a la tibia y al fémur, aparte de sujetar el hueso, estarán unidas por un brazo metálico en conjunto con un mecanismo de rotula el cual hará de pivote en el momento en el cual el movimiento de flexión comience, ahora bien, el anillo sujeto a la sección de la tibia tiene un funcionamiento similar al de un rodamiento con pista interna móvil, y pista exterior fija, con esto se busca, que en el momento en que la pierna comience la flexión, la extremidad a la que está unida la pista interna rote junto con la esta.

En la pista interna habrá una escala de medida, la desviación que tome cuando se realice la rotación será el ángulo de la rotación externa realizada por la rodilla. Las dimensiones de estos componentes es igual que en el segundo modelo, y así

mismo el rango en el diámetro de las diversas secciones de rodilla para la sujeción permanecen constantes.

#### 4.1.5.3. Tercer modelo

Figura 10. Sistema de aro y prótesis.

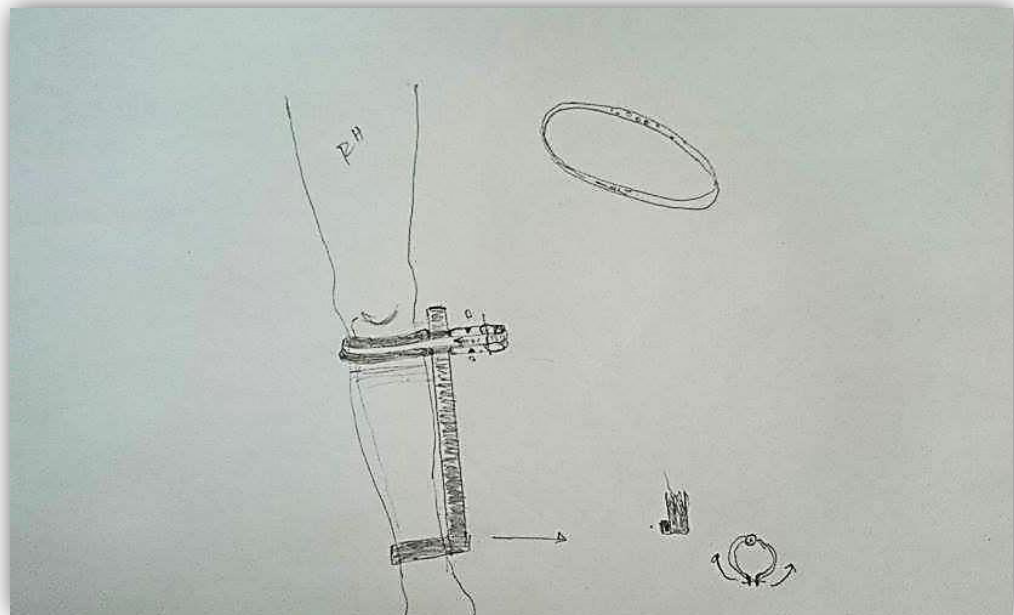


Esta tercera configuración (Figura 10) estará conformada por una extremidad a manera de prótesis en la parte del fémur, la cual ejerce la acción de sujeción en esta sección de rodilla. La prótesis puede venir seccionada a la mitad para ajustarla a los diferentes tipos de diámetros de rodilla, con esto se logra un rango más amplio en los diámetros de las secciones de rodilla que se pueden trabajar.

En la parte inferior que corresponde a la tibia, se sujetará un anillo similar al segundo diseño cuya pista externa es fija y la interna es móvil, en la pista interna habrá una escala de medida, la desviación que tome cuando se realice la rotación será el ángulo de la rotación externa realizada por la rodilla, la unión entre los dispositivos del fémur y la tibia se realizará mediante dos brazos extendidos unidos por una rótula, así cuando comience el movimiento se le dará estabilidad, tanto a la sujeción tipo prótesis como al anillo externo de la tibia, de manera que la pista interna del anillo perteneciente a la misma sea el único que rote.

#### 4.1.5.4. Cuarto modelo.

Figura 11. Barra y correa deslizante



Este cuarto modelo (Figura 10), consiste en una barra cilíndrica a la cual van sujetas tres abrazaderas una estará sujeta un poco más arriba del tobillo, y las otras dos estarán a la altura de la tibia separadas por una correa, a la barra también irá soldado un rodamiento de pista interna móvil, el cual me brinda el

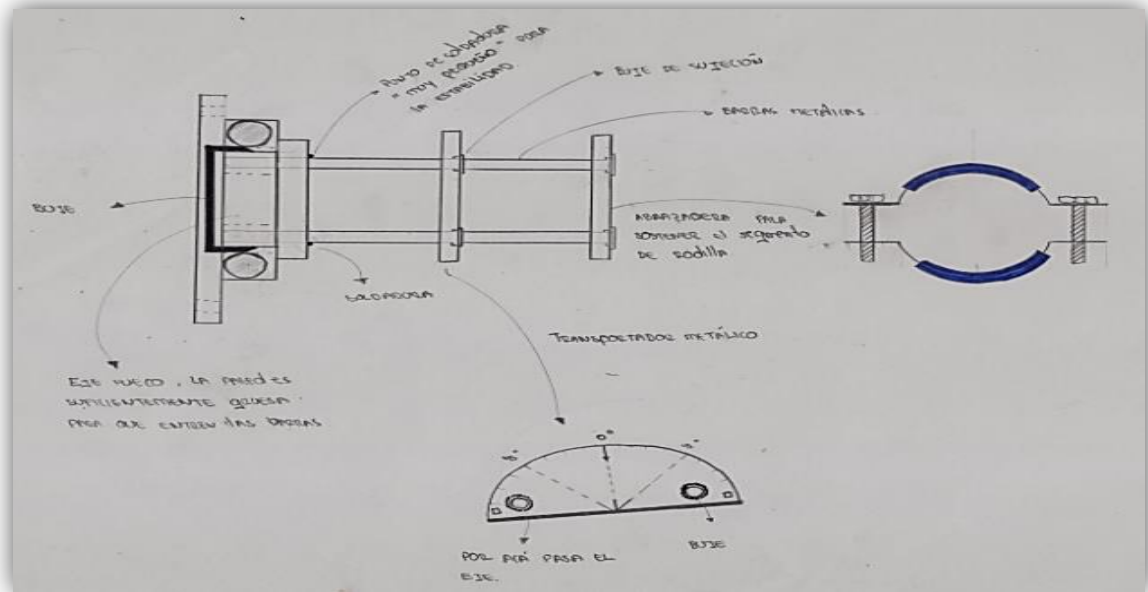
movimiento de rotación que se quiere medir; el rodamiento estará sujeto a la altura de las dos abrazaderas que se encuentran separados por la correa.

Ahora bien la correa no es una correa simple, con el fin de que se mantenga firme a la pierna tendrá una especie de ventosas que me permiten una mejor adherencia a la pierna. La correa también tiene la función de dar la medición de la rotación, esto es posible gracias a que ella contará con una escala de medición en milímetros. Como no todas las alturas de las tibias son iguales, la barra me brinda la posibilidad de graduar dicha longitud.

Con las abrazaderas también se podrá graduar el tamaño del diámetro al que se sujetan.

#### 4.1.5.5. Quinto modelo

Figura 12. Sistema de chumacera y transportador.



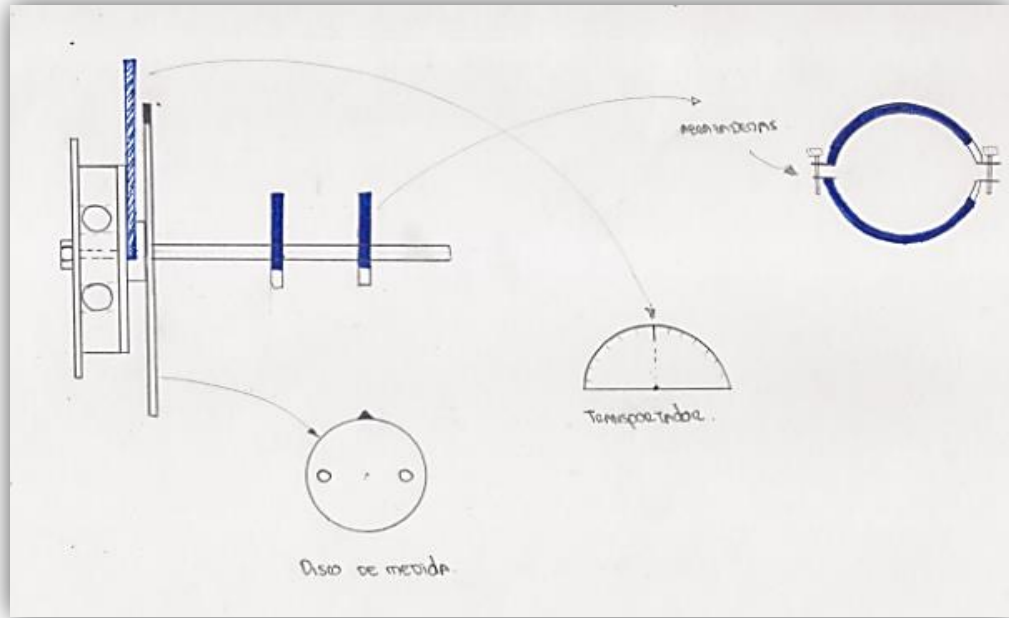
Este modelo (Figura 11), consiste en una chumacera cuyo objetivo es que todos los componentes unidos a la misma rueden de manera libre. La medida se realizará con un transportador metálico unido a las barras metálicas y a una abrazadera que sujetará el segmento de rodilla, para evitar que cada uno de los mecanismos unidos a las barras se deslice sobre la misma.

Se le adicionaran unos bujes que los mantengan fijos con unos tornillos prisioneros en caso de querer alargar o acortar la distancia uno respecto a otro, ahora bien, para incrustar las barras en la sección de la chumacera se incluirá un segmento de eje hueco con una pared lo suficientemente gruesa en la cual se hará unos agujeros para sostener la barra de manera similar a una viga empotrada.

El conjunto de chumacera-transportador- abrazadera, rotará como un conjunto único, como la pista externa de la chumacera se mantiene fija, sobre la misma irá una escala de medida similar a la del transportador, esta diferencia de ángulo entre la posición inicial de  $0^\circ$  y la final será la rotación externa que posea el segmento de rodilla.

#### 4.1.5.6. Sexto modelo

Figura 13. Transportador fijo con doble abrazadera y plato de medida



Este nuevo modelo (Figura 12), preserva elementos y formas de mediciones de algunos modelos ya evaluados, en aras de mezclar conceptos y partes de distintas perspectivas que se han tenido en la lluvia de ideas, ahora bien en esta dispositivo la medida de la rotación externa no se realiza con dos transportadores, esta vez la medida se realiza con un transportador fijo e inmediatamente paralelo a él se va a encontrar un disco metálico junto con una protuberancia a manera de aguja, este disco será el que se mueve junto con el conjunto de rodilla abrazadera y barras, las cuales están soportadas por el mismo, la rotación la realizara la pista interna de un rodamiento incrustado en la base de la chumacera.

Como el transportador está más cerca del conjunto conformado por el rodamiento y los elementos que giran, se adicionara una abrazadera más siendo un total de dos sobre la pista de barras, esto se realiza en aras de darle firmeza al dispositivo, y así que no se distorsione la calidad en la medida.

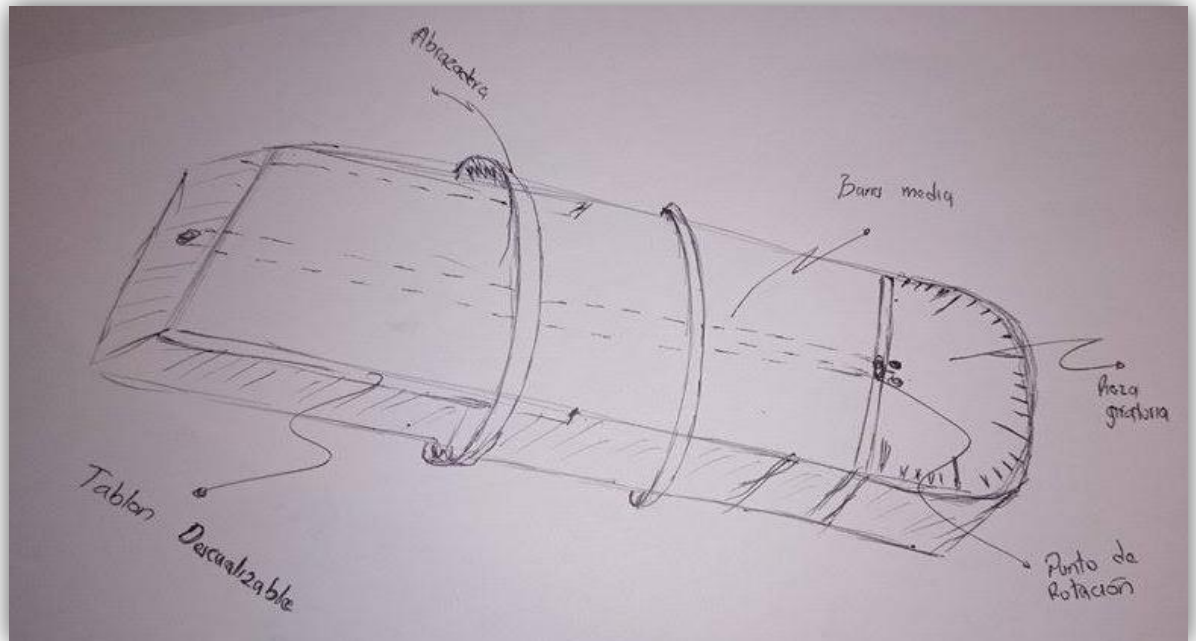
#### **4.1.5.7. Séptimo modelo**

Esta vez la referencia toma lugar con el título de **TRAYECTORIA DEL PUNTO OSCURO**, y se trata de un diseño en el cual las condiciones ambiente serán bastante influyentes, necesitaremos de un cuarto oscuro en el cual se encontrara el segmento de rodilla, la rotación la medirá un dispositivo electrónico que propiciare una especie de luz, cuya trayectoria estaría ligada al desfase angular, este punto oscuro seguirá la trayectoria en receptores unidos al fémur y a la tibia, a través de un computador con su respectiva interfaz que nos permita el cálculo de tal desfase, como Matlab.

Para ello se necesita la programación que modelé la cinemática y los movimientos de la rodilla traducidos al lenguaje en cual se programe.

#### 4.1.5.8. Octavo Modelo

Figura 14. Tablón escualizable



El siguiente prospecto de diseño (Figura 13), consiste en una tablón escualizable que tiene como función principal permitir el movimiento de flexión y extensión cuando el segmento de pierna se encuentre sobre ella, al final del tablón estará unida una pieza que le brindará la posibilidad al tablón de rotar mientras que ella pueda permanecer fija, también cuenta con dos agarres tipo abrazaderas que me darán la estabilidad que se necesita entre el tablón y la sección de la pierna para que la misma no sufra movimiento que perjudique la medida.

Ahora bien las abrazaderas son ajustables y corredizas para poder hacer la medición a distintas secciones de pierna. Para poder medir la rotación de la tibia respecto al fémur se debe ubicar dos pines que se encuentren alineados entre sí; uno que parta desde la tibia, y el otro donde se encuentra nuestro sistema de medición (final del tablón). Ellos irán conectados por un filamento con una tensión

parcial de manera que permita el movimiento. Esto se logrará gracias a que los pines poseen una figura similar a las agujas en su cabeza.

#### **4.1.5.9. Noveno Modelo**

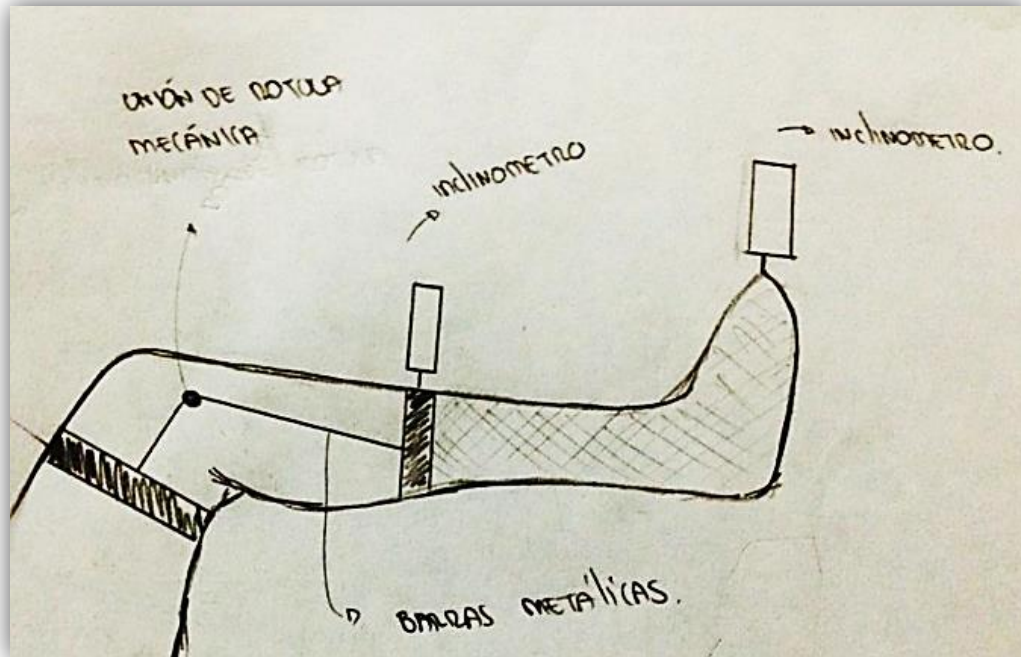
Este modelo hace referencia a un método computacional no convencional, la alternativa plantea el seguimiento del movimiento de la rodilla a través de sensores que monitoreen la rotación externa, tal como se realiza con la frecuencia cardiaca, de esta manera se elabora un modelo matemático que nos lleve a predecir el comportamiento de la rodilla.

Es necesario un escáner 3D que nos dé el perfil de la rodilla, para esto se puede hacer uso de la compatibilidad del mismo con un software de diseño CAD conocido como SolidWorks, el cual posee la vinculación la herramienta de animación, diseño y modelamiento en 3D.

Esto facilitaría el análisis matemático que nos conduzca a una expresión (ecuaciones) que modele el movimiento de rotación externa.

#### 4.1.5.10. Decimo Modelo

Figura 15. Inclinómetro y bota



El dispositivo mostrado (Figura 14), consta de una abrazadera femoral tibial sobre las cuales podríamos usar inclinómetros para medir las rotaciones, y una especie de bota ajustable para aplicar el par de rotación externa de la tibia, como la medida de la rotación externa también se puede realizar con el giro del pie, la carga aplicada la dará la fuerza aplicada sobre el mismo, sin embargo la cantidad de carga, está limitada. Ahora bien, el objetivo principal es medir el ángulo de rotación, mas no la carga aplicada sobre la pierna. Un inclinómetro que se ajuste a cada una de las extensiones permitirá de manera independiente medir las rotaciones, teniendo en cuenta la desviación de un inclinómetro respecto al otro, las barras metálicas le dan rigidez para que el segmento no se mueva y la rótula le permite los movimientos de flexión y de rotación.

## 4.2. EVALUACIÓN DE LAS ALTERNATIVAS

Teniendo en cuenta los requerimientos del sistema, sus componentes tentativos, su función y las decisiones preliminares que se han abarcado se hará una evaluación detallada de cada una de las alternativas propuestas anteriormente, calificándolas y luego tomando ciertas condiciones de ponderación con el fin de establecer cuál es la mejor alternativa para solucionar el problema.

En base a esto se escogerá el diseño del prototipo con el cual se comenzará un ciclo de diseño metodológico combinado con sus respectivas teorías.

### VALOR DE LOS COMPONENTES (JERARQUIAS)

Tabla 2. Jerarquías

	CRITERIO	SEUDÓNIMO	PONDERACION (%)
	Grados de libertad	(C1)	3
	Tamaño	(C2)	9
	Seguridad	(C3)	3
	Material	(C4)	3
	Manipulación	(C5)	15
	Facilidad de montaje	(C6)	14
	Mantenibilidad	(C7)	7
	Higiene	(C8)	5
	Rigidez	(C9)	8
	Viabilidad	(C10)	9
	Medida	(C11)	20
	Factor Medio-Ambiental	(C12)	4

Tabla 3. Valores de aceptación.

GRADO DE ACEPTACIÓN	VALOR ASIGNADO
Deficiente	1
Aceptable	2
Bueno	3
Muy bueno	4
Excelente	5

Tabla 4. Tabla de valores.

Alternativas	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	total
1	5	3	5	3	4	1	3	2	4	4	3	5	42
2	5	5	5	3	4	1	3	2	4	4	3	5	44
3	3	2	5	2	3	2	2	4	3	3	3	5	37
4	3	4	4	2	3	4	2	1	3	3	4	3	36
5	5	5	5	4	5	5	4	3	5	4	4	5	54
6	5	5	5	5	5	5	4	5	3	4	5	5	56
7	5	3	5	5	3	2	2	5	2	3	4	5	44
8	5	3	3	4	5	4	5	2	3	5	4	5	48
9	5	3	3	4	2	2	2	5	2	2	5	5	40
10	5	5	5	3	3	5	2	3	4	4	5	4	48

#### 4.2.1. Selección de la alternativa

Para la construcción del prototipo, se encontró mediante la evaluación ponderada que tanto la alternativa 5 como la alternativa 6 pueden brindar el soporte necesario para la consecución del proyecto al dar cumplimiento a las disposiciones de diseño necesarias para la elaboración del sistema.

Para tener una base de diseño se selecciona la alternativa numero 6 siguiendo con los parámetros de la teoría de Krick, teniendo en cuenta que las dos alternativas propuestas pueden satisfacer las necesidades, la alternativa restante servirá de apoyo de ser necesario, ya que es posible combinar o tomar apartes de la solución en pro de satisfacer necesidades parciales

#### 4.3. PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE LA ROTACIÓN EXTERNA.

Para la identificación de los elementos que conforman el prototipo de mecanismo no invasivo en la medición de la rotación externa, se parte hacia el detalle de todos elementos de esta configuración.

Figura 16. Sistemas del prototipo para la medición de la rotación externa en la rodilla.

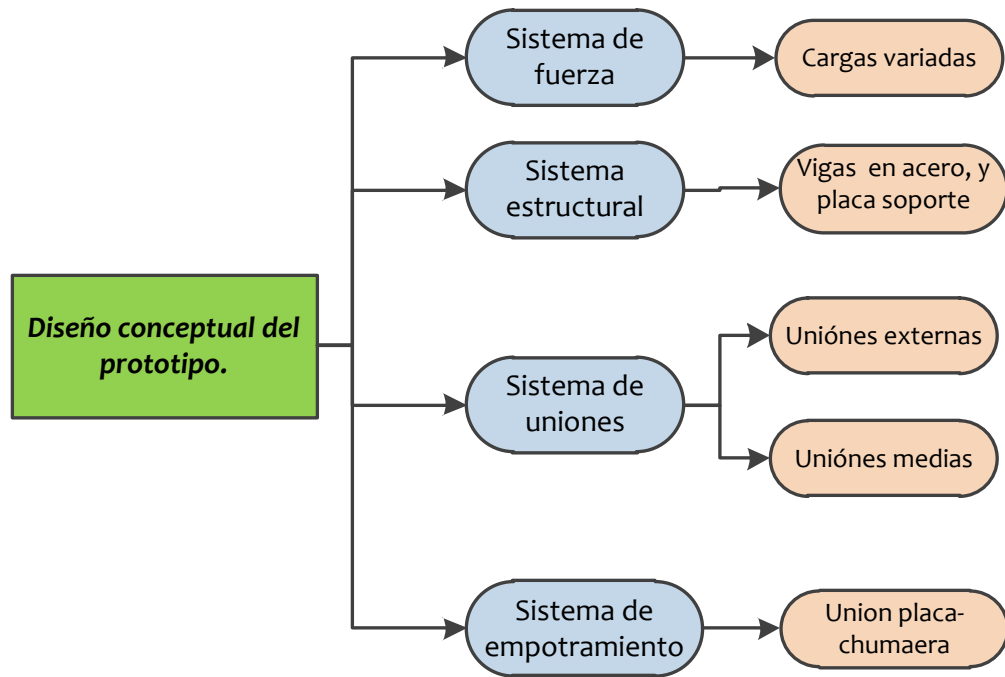


Figura 17. Vista ensamblada del prototipo

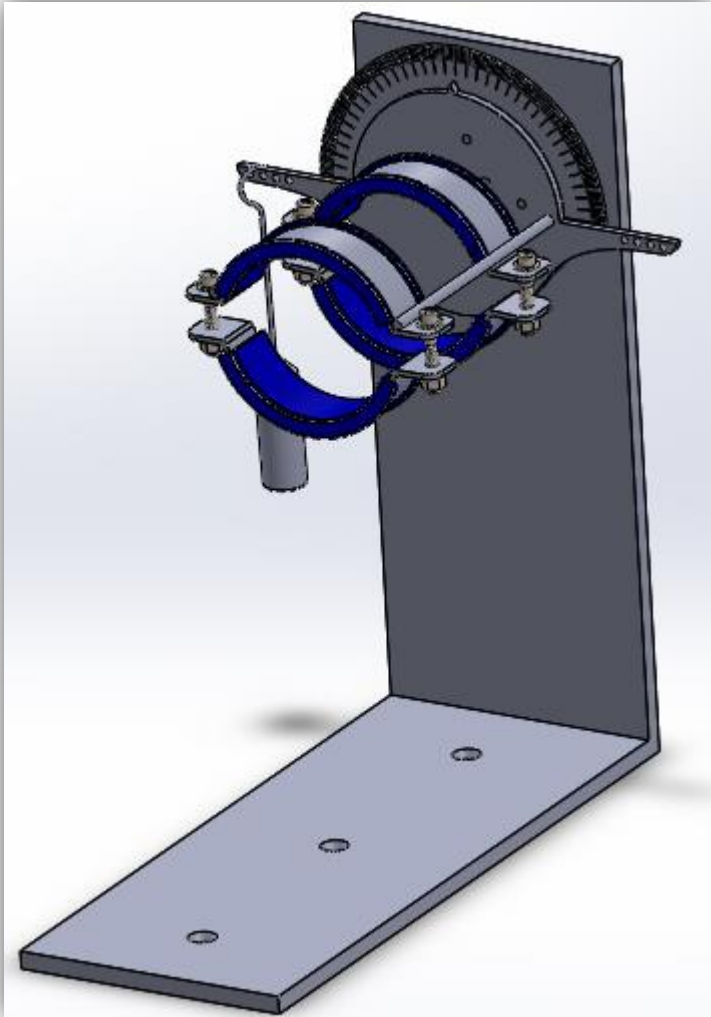
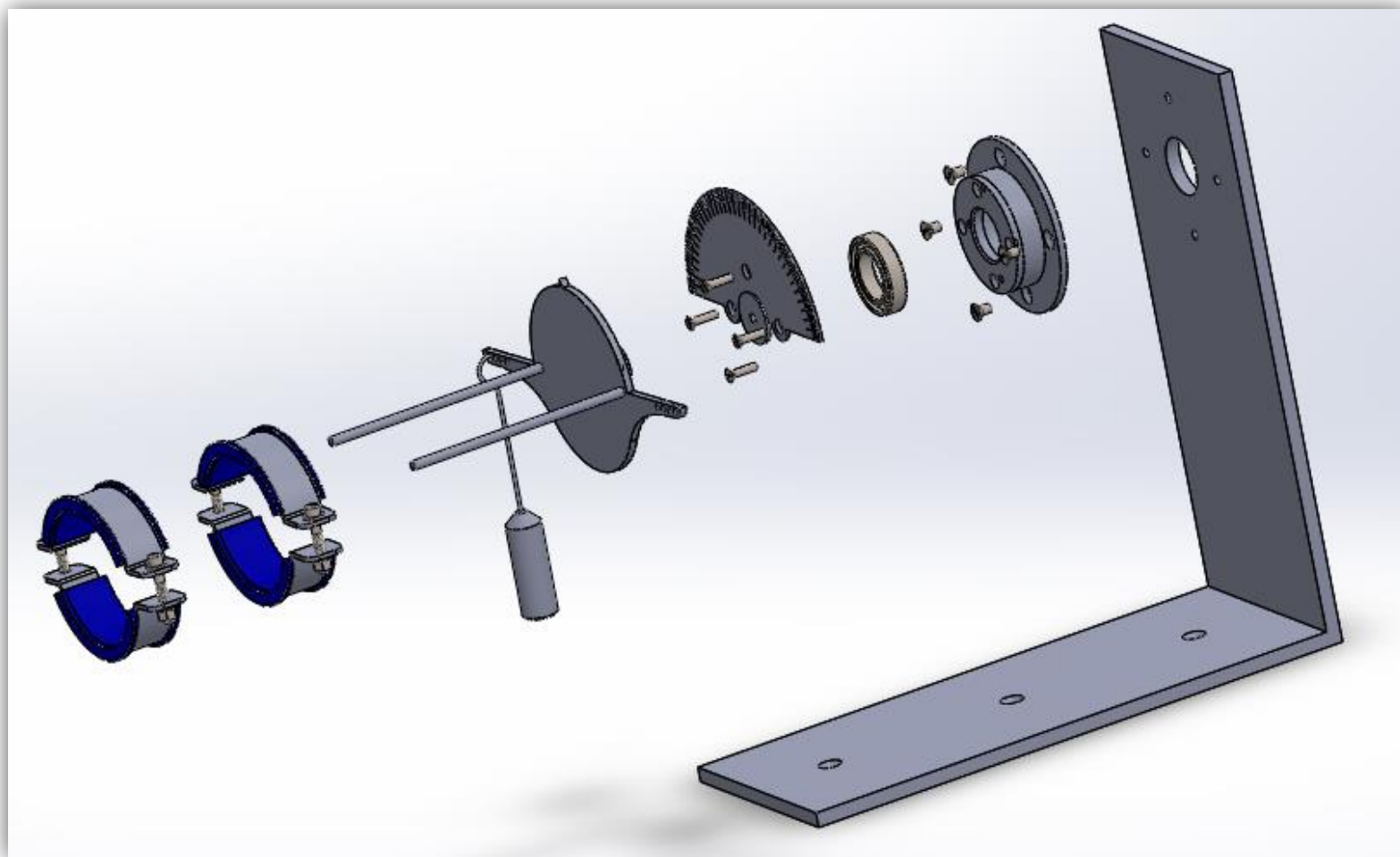


Figura 18. Vista explosionada del prototipo



### 4.3.1. Sistema Estructural

#### 4.3.1.1. Subsistema de vigas

2 barras de acero, que se tratarán como vigas.

#### *Función*

---

- ✓ Soportar el peso de cada uno de los elementos que componen el prototipo además de proporcionar estabilidad al conjunto.
- ✓ Unir la abrazadera, junto con el segmento del eje incrustado en la chumacera y el transportador para permitir el giro del conjunto a manera de eje.
- ✓ Darle al dispositivo un alcance de longitud necesario para la ubicación del de los elementos, además del segmento de rodilla.

#### *Requerimientos*

---

- ✓ El conjunto compuesto por las barras, segmento de eje transportador y abrazadera debe girar 360°
- ✓ No es necesario que el conjunto permanezca fijo en un punto deseado en principio, la estanqueidad se la dará la tensión ocasionada por la fuerza contraria que el tendón poplíteo proporcionará.
- ✓ Los segmentos de barra usados son macizos de acero inoxidable, por cuestiones de higiene se trabaja este material.
- ✓ No debe flectarse más de 10° respecto a la horizontal, cuando se le sea aplicada 2 veces la carga establecida.<sup>19</sup>
- ✓ Las longitudes para las barras estructurales podrán ser escogidas entre 200 y 300 [mm], estos valores se basan en la longitud del segmento de rodilla, mas no en la carga que pueda soportar, el acero inoxidable puede

---

<sup>19</sup> BS-EN6061 Medical Electrical Equipment and Systems

soportar cargas muy superiores a las que se van a presentar por el segmento de rodilla.

- ✓ Según la comunicación establecida con el personal médico determinaremos que cualquiera sea la configuración del diseño, este deberá soportar como máximo 5 Kg, por el peso de los segmentos de rodilla.

### Decisiones preliminares

---

- ✓ El material a utilizar para el diseño del perfil, tiene las siguientes características.

Tabla 5. Propiedades del material para la sección transversal.

<b>Acero Inoxidable 304</b>	
<b>Módulo de elasticidad [GPa]</b>	200
<b>Coef. de poisson</b>	0,30
<b>Densidad [kg/m<sup>3</sup>]</b>	7900
<b>Límite de tracción [MPa]</b>	515
<b>Límite elástico [MPa]</b>	210

- ✓ Se trabajara como una viga en voladizo
- ✓ Se establece una geometría circular como sección transversal del perfil, en pro de favorecer al ensamble, las uniones con cada elemento, además de los términos de costos y facilidad de conseguir el perfil en el mercado local.
- ✓ Los factores de seguridad esperados serán muy altos, teniendo en cuenta que las cargas sobre el prototipo son pequeñas, podemos decir que técnicamente los valores de las mismas sobre el material escogido son en sobremanera insignificantes de acuerdo al criterio de diseño.

## **Componentes**

---

- ✓ 2 Vigas de sección circular simétricas entre sí.

### **4.3.2. Sistema de uniones**

Las uniones que se van a realizar sobre el dispositivo se clasifican en 2 diferentes tipos: uniones externas y uniones medias.

#### **Uniones externas**

- ✓ **Chumacera-Placa**
- ✓ **Conjunto de medida-Segmento de eje**
- ✓ **Segmento de eje-Chumacera**

##### **4.3.2.1. Chumacera-Placa**

#### ***Función***

---

- ✓ Unir la chumacera a una placa para que el prototipo no sufra inestabilidad, y que pueda actuar como soporte, esta unión se realiza a través de tornillos normalizados.
- ✓ Esta unión no debe permitir el giro independiente entre la chumacera y la placa.

#### ***Requerimientos***

---

- ✓ No debe poseer tolerancias una respecto de la otra.
- ✓ El módulo deberá tener la opción de permanecer fijo en el punto en el cual de realice la unión.
- ✓ La unión entre las dos superficies, deberá permitir el desmonte en caso de que la chumacera falle, esto en aras de que sea de fácil reemplazo.

### ***Decisiones preliminares***

---

- ✓ Se usará una chumacera que soporte cargas axiales y radiales, de manera que permita el movimiento rotativo, como las cargas no son significativas el rodamiento no tiene condiciones especiales y se selecciona de acuerdo con los requerimientos del tamaño del segmento de rodilla, mas no por el criterio de cargas que sobre él se van a presentar, esto proporciona facilidad de conseguirlo en el mercado local.
- ✓ Los materiales de los componentes de la unión serán de aleaciones de acero.

### ***Componentes***

---

- ✓ Chumacera que soporte cargas axiales y radiales.
- ✓ Tornillos estándar y normalizados, lo cuales pertenecen a la base chumacera, según criterio del fabricante.
- ✓ Placa de acero de espesor normalizado.

#### **4.3.2.2. Conjunto de medida-Segmento de eje.**

### ***Función***

---

- ✓ Acoplar el transportador en acero, junto con el plato rotatorio de medida al segmento de eje que va incrustado en la pista interna de la chumacera.

- ✓ Esta unión no deben deslizarse, para ello se usaran tornillos para su respectivo ajuste.

### ***Requerimientos***

---

- ✓ Este conjunto está compuesto de un transportador-plato de medida-segmento de eje, el ensamble de estos elementos debe girar 360 grados.
- ✓ La unión no debe permitir ningún deslizamiento, para la sujeción se usan tornillos, para una mayor facilidad en el desmonte si es necesario.

### ***Decisiones preliminares de diseño***

---

- ✓ La unión se realizará por medio de tornillos, para esta disposición, tenemos que los mismos representan un mecanismo adecuado, teniendo en cuenta el ajuste para que no roten las barras al interior de cada agujero y el mantenimiento en caso de falla de alguno de sus componentes será más fácil.
- ✓ Los tornillos no deben estar más cerca de un borde de alrededor de 1,5 a 2 diámetros de perno<sup>20</sup>, esto dicta la norma, sin embargo se hace referencia nuevamente a las cargas dada su baja magnitud, por cuanto esto no tomará relevancia en el análisis resistivo.

### ***Componentes.***

---

- ✓ Las medidas del segmento de eje se tomaran teniendo en cuenta en diámetro interior de la chumacera, para este apartado se tiene en cuenta una suposición obvia y es la resistencia del material por la naturaleza de las

---

<sup>20</sup> Robert L. Norton. Diseño de Maquinas, Capitulo 14, Tornillos y sujetadores. Pág. 935

cargas, por ello la pieza del segmento resistirá las cargas de trabajo cuyo valor sigue siendo muy pequeño.

- ✓ Se usará una chumacera que soporte cargas axiales y radiales.
- ✓ Tornillos para realizar la respectiva unión.

#### **4.3.2.3. Segmento de eje-chumacera.**

##### ***Función***

---

- ✓ Acoplar el segmento de eje a la chumacera.
- ✓ Permitir el giro del conjunto con cada uno de los elementos que lo componen al unísono.

##### ***Requerimientos***

---

- ✓ La articulación debe girar 360°.
- ✓ El brazo no tiene la necesidad de permanecer fijo en un punto deseado, esta tipo de estanqueidad la proporcionará la fuerza contraria que genera el tendón poplíteo.
- ✓ Si bien las cargas no son grandes, en dado caso de presentarse un daño de ser posible en este conjunto, podría recaer sobre la chumacera, en aras de no desaprovechar el segmento de eje esta unión se prefiere que sea desmontable, por tal razón el ajuste se realizará con tornillos.

##### ***Decisiones preliminares***

---

- ✓ Se desea que las piezas queden firmemente unidas, la unión roscada proporcionara este requerimiento.

- ✓ Los tornillos que se va a usar son normalizados, dada la propiedad de las cargas bajas, podemos afirmar que los esfuerzos no son muy grandes la selección de los mismos se facilita.

### ***Componentes***

---

- ✓ Segmento de eje mecanizado a la medida del diámetro interno de la chumacera.
- ✓ Chumacera con soporte cargas axiales y radiales.
- ✓ Tornillos.

#### **4.3.3. Uniones Medias.**

##### **4.3.3.1. Barras-Plato de Medida-Abrazadera.**

### ***Función***

---

- ✓ Unir y soportar los elementos de medición como el transportador, así como el mecanismo de sujeción para la rodilla, que en este caso es la abrazadera.
- ✓ Esta unión debe permitir el giro en conjunto de todos los elementos al unísono.

### ***Requerimientos***

---

- ✓ Estar debidamente alineados, simulando el montaje óptimo de un eje.
- ✓ El módulo debe tener la capacidad de rotar 180°.
- ✓ La unión entre los dos elementos, (Plato de Medida -Barras), no debe tener la capacidad de deslizarse en cualquier momento sobre las barras de

acero, por ellos la unión es soldada, como los segmentos de rodilla son estándar no debe llegar a presentarse un problema respecto a la longitud de la sección de rodilla que se va a anclar en la abrazadera y que a su vez reposa perpendicularmente sobre el transportador.

### ***Decisiones preliminares***

---

- ✓ Para que el transportador se pueda desmontar se usaran unos tornillos para su sujeción.
- ✓ La abrazadera se sujetará por soldadura para no permitir el deslizamiento sobre las barras.
- ✓ Una vez más nos podemos aprovechar de la baja magnitud de las cargas, debido a ello la unión soldada no recibirá daño alguno, y mantendrá la rigidez necesaria para no ceder antes las cargas de flexión.

### ***Componentes***

---

- ✓ Transportador metálico.
- ✓ Tornillos para la sujeción.
- ✓ Placa circular de medida.
- ✓ Abrazadera.
- ✓ Soldadura para la unión.

#### **4.3.4. Sistema de empotramiento**

El empotramiento realizará la tarea de darle estabilidad a todo el sistema en general, y de lograr un apoyo consistente sobre el cual se pueda operar.

### ***Función***

---

- ✓ Soportar el peso de la estructura, además del peso de los dispositivos allí anclados.

### ***Requerimientos***

---

- ✓ El empotramiento se logra a través de la placa en la cual se encuentra la chumacera y la placa de perfil en L de acero inoxidable, el material se usa para proporcionar higiene.

### ***Decisiones preliminares***

---

- ✓ La unión de cada uno de los elementos se realizará por medio de los tornillos estándar que proporciona el fabricante, según sea la chumacera escogida.

### ***Componentes***

---

- ✓ Tornillos normalizados según fabricante de la chumacera.
- ✓ Placa de acero inoxidable con perfil en L.

#### **4.3.5. Sistema de Fuerza**

Este sistema en especial será el que provoque el torque con el cual rotará la rodilla de manera forzada, el giro de la misma será la rotación externa bajo carga aplicada. Y el conjunto que lo compone es el que se describe a continuación.

#### **4.3.5.1. Subsistema de cargas variadas**

##### ***Función***

---

- ✓ Suministrar el torque con el cual la rodilla rotará.

##### ***Requerimientos***

---

- ✓ Tendrá diversas magnitudes cada una de las cargas aplicadas
- ✓ Cada uno de los bloques que suministrará la carga por la acción del peso propio será de fácil implementación.
- ✓ El material de diseño será de cada uno de los pesos será de acero inoxidable, esto, con el fin de que se logre la mayor higiene por unidad de volumen.

##### ***Decisiones preliminares***

---

- ✓ Bajo el marco del diseño de un prototipo, y bajo la consigna que busca aplicar diversas cargas en diferentes órdenes, para comprobar la rotación externa en los diferentes tipos de rodilla, y bajo aspectos característicos dependiendo de la lesiones que se vayan a simular , se usará de manera desprolija bloques cilíndricos de acero inoxidable, los cuales se ubicaran en un extremo del Plato de Medida, esta acción generará el torque necesario para realizar el movimiento de rotación que se busca medir.

##### ***Componentes***

---

- ✓ Gancho de sujeción al bloque y al Plato de Medida.
- ✓ Bloques cilíndricos de diversas magnitudes.

## **5. DISEÑO DE DETALLE**

### **5.1. ANÁLISIS ESTÁTICO DEL PROTOTIPO**

Se analizará la configuración de dos vigas totalmente extendidas, siendo esta la posición más crítica de esta configuración del prototipo. La extremidad máxima medirá 250 [mm], la posición de la abrazadera a lo largo de la viga es fija, la posición más relevante de la carga será en el extremo de la barra.

Debido a la baja magnitud de las cargas presentes, parte del diseño se va a establecer teniendo en cuenta las dimensiones del segmento de rodilla, antes que la cantidad de carga aplicada, eso se realiza con el ánimo de no invertir tiempo computacional en análisis poco relevantes, que nos muestran poca información, o datos obvios.

Sin embargo a continuación se muestra el análisis estático para las condiciones máximas que se manejan en el momento de operar el prototipo.

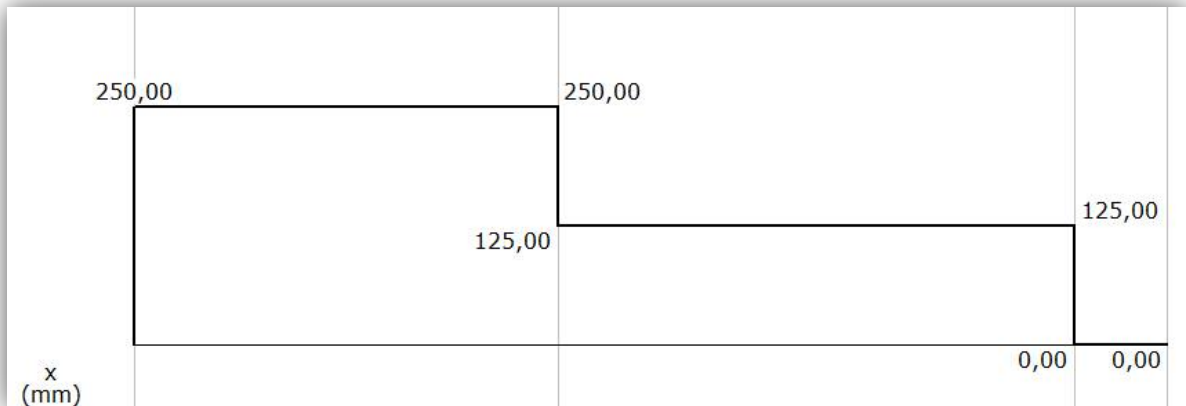
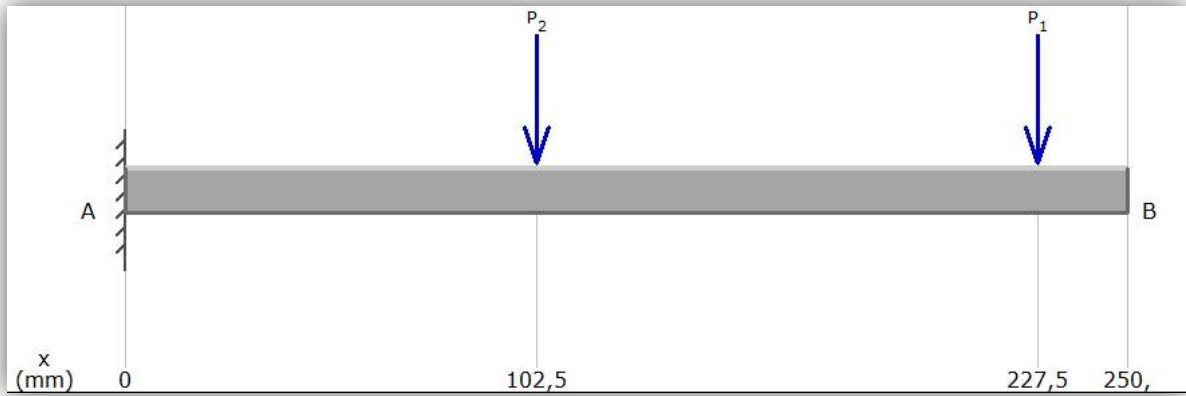
### **5.2. SISTEMA ESTRUCTURAL**

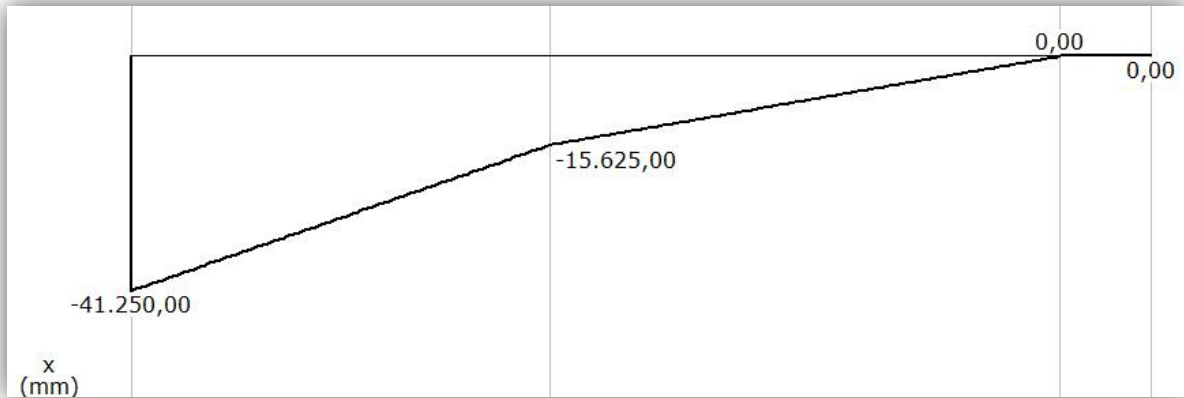
#### **5.2.1. Subsistema de vigas**

Para el desarrollo del diseño en detalle se parte de la identificación de las fuerzas que soportan las vigas, según la configuración que se vaya a implementar.

### 5.2.1.1. Diagrama de momento flector y cortante

Figura 19 Diagrama de momento flector y cortante.





### 5.2.1.2. Cálculo de la Inercia a partir del módulo de sección requerido

“Al diseñar una viga para resistir esfuerzos cortantes, es usual iniciar calculando el **módulo de sección requerido (S)**.”

$$S = \frac{M_{m\acute{a}x}}{\sigma_{perm}} \quad Ec.1$$

$$S = \frac{Inercia}{Centroide} \quad Ec.2$$

El esfuerzo permisible se basa en las propiedades del material y en el factor de seguridad deseado. Para tener seguridad que no se sobrepasa este esfuerzo, debemos elegir una viga que proporcione un módulo de sección al menos tan grande como el obtenido con la ecuación 1<sup>21</sup>

<sup>21</sup> Mecánica de materiales. James. M. Gere y Barry J. 7ma Edición, Diseño de vigas para esfuerzos de flexión.

$$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_{material}}{\text{Factor de seguridad}} \quad \text{Ec. 3}$$

$$\text{Factor de seguridad} = 1,5$$

$$\sigma_{material} = 310 \text{ [Mpa]}$$

$$\sigma_{perm} = \frac{310}{1,5} = 206,7 \text{ [Mpa]}$$

### **Análisis para la viga**

La longitud mayor para la viga que será 102,5 mm y la carga máxima 2,5 kilogramos, por tanto tenemos un momento flexionante en x ( $M_{x3}$ ):

$$M_{m\acute{a}x} = \text{Carga}_{m\acute{a}x} * \text{Longitud}_{m\acute{a}x} \quad \text{Ec. 4}$$

$$\text{Longitud}_{m\acute{a}x} = 102,5 \text{ [mm]}$$

$$M_{m\acute{a}x} = 2,56 \text{ [N - m]}$$

Calculado el momento máximo, nos dirigimos a la **Ec.1** para determinar el módulo de sección requerido:

$$S = \frac{M_{m\acute{a}x}}{\sigma_{perm}} = \frac{2,56}{206,7E6} = 12,37 \text{ [mm}^3\text{]}$$

$$\text{Inercia} = \frac{\pi * r^4}{4} \quad \text{Ec. 5}$$

$$\text{Inercia} = \frac{\pi * 5,56^4}{4}$$

$$Inercia = 748 [mm^4]$$

Con estos valores encontrados, determinamos el módulo de sección requerido según la **Ec.2**

$$S = \frac{748}{5,56}$$

$$S = 134,53 [mm^3]$$

### 5.2.1.3. Revisión de la resistencia por cortante

Complementando el diseño del perfil de viga, se verificarán los esfuerzos cortantes. Para determinar este tipo de esfuerzos en un punto de una sección transversal rectangular como la ya planteada, se hace uso de la siguiente ecuación:

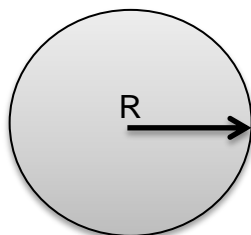
$$\tau_{m\acute{a}x} = \frac{T * R}{J_o} \quad Ec. 6$$

$T = Torque [N - m]$

$J_o = Momento polar de inercia [mm^4]$

$R = Radio [mm]$

**Figura 20. Sección transversal circular**



$$J_o = \left( \frac{\pi * R^4}{2} \right) \quad Ec.7$$

El valor máximo del esfuerzo cortante se tiene en el eje neutro, donde el momento estático tiene su valor máximo.

**Tabla 6 . Resistencia mecánica de la sección transversal para la viga**

<b>Resistencia mecánica</b>		
<b>Carga</b>	50	N
<b>Radio</b>	5,56	mm
<b>Longitud</b>	250	mm
<b>Momento</b>	12500	N-mm
<b>Sigma material</b>	310	Mpa
<b>J<sub>o</sub></b>	1496	mm <sup>3</sup>
<b>Tao</b>	0,0463	Mpa
<b>Tao material</b>	155	Mpa
<b>F.s</b>	3348	-

Se usó una carga máxima de 50 [N] como si toda la fuerza en conjunto estuviese soportada en una sola barra y en la parte más alejada del empotramiento, por conocimiento sabemos que esto generara el mayor cortante en esta área, como la mayor deflexión, sin embargo como las cargas sobre el prototipo son pequeñas a la luz del material utilizado, el factor de seguridad es bastante grande

Ahora bien podemos afirmar que esta sobrediseñado lo cual es cierto, sin embargo hay que tener en cuenta los parámetros de carga y el tipo de material usado, si bien es cierto hay materiales más económicos y con características mecánicas inferiores que suplirían estos requerimientos de carga, se seleccionó un Acero Inoxidable 304 por sus condiciones higiénicas, dado que

el proceso se llevará a cabo con segmentos de rodilla, y estarán por tanto, en contacto con fluidos corporales que pueden llevar a la corrosión de otros materiales y posterior infección de los especímenes evaluados, lo cual no es deseable, dado que con un mismo segmento de rodilla se llevaran a cabo más de una prueba.

### **5.3. SISTEMA DE UNIONES**

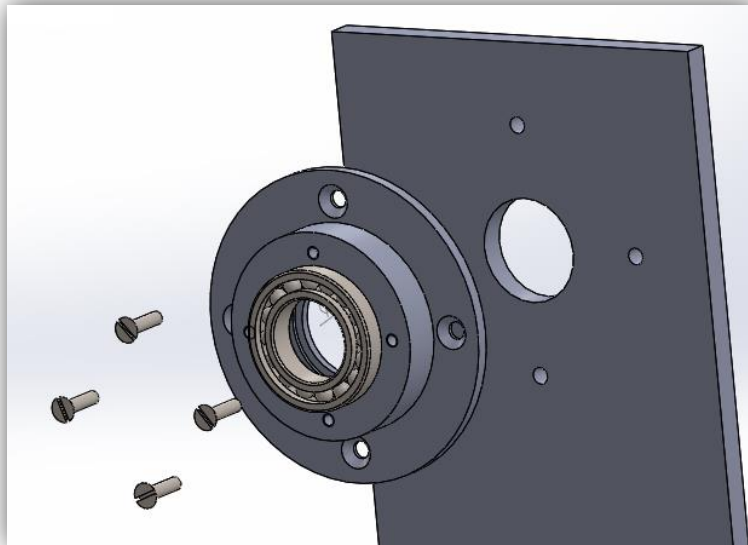
#### **5.3.1. Subsistema de unión de chumacera-placa**

El procedimiento para el diseño de estas uniones es de forma iterativa, aspectos como la distribución ,número, diámetro, y longitud de perno, según la literatura dado el desconocimiento de todas las variables y factores en las ecuaciones; todo esto para encontrar la solución adecuada, si se busca determinar la fuerza aplicada sobre el perno, se tiene en cuenta la carga axial a soportar y/o la fuerza cortante, esta se divide en el número de pernos según la posición que tomen en la unión chumacera-placa

Esta unión deberá estar compuesta por varias partes, que se ensamblaran mediante pernos para el correcto funcionamiento del conjunto. Por tratarse de un proceso iterativo, en el cual no se cuenta con un parámetro de diseño estable, se presentará la solución escogida para posteriormente ser comprobada y explicada.

Cabe resaltar que este procedimiento seria el adecuado si no se tuviese noción de la cantidad de carga que el material, con su debida configuración puede soportar, sin embargo la noción de diseño , aunque pudiera parecer un poco vaga, se toma a partir del criterio, “de que las cargas son bajas a la luz de las propiedades mecánicas del acero inoxidable”, en otras palabras una carga máxima de 5 kilogramos no va a tener mayor incidencia en la resistencia mecánica de las uniones del dispositivo mientras se opera.

Figura 21. Vista explosionada unión chumacera-placa.



### Método de cálculo

Se analiza la placa de sujeción del módulo, componente esencial en la unión mediante la exposición de esta a una carga puntual  $P=50$  [N], dos veces la carga máxima que soportará una extremidad.

Se toma una placa de forma rectangular con soportes simples en sus dos extremos, cumpliendo las restricciones dimensionales y de ubicación para los agujeros. Se tiene:

Determinamos unas dimensiones primarias donde la base es de  $500$  [mm], en referencia a esto partimos de la selección del espesor, teniendo en cuéntalo siguiente:

1. Las capacidades mecánicas del material son elevadas y las cargas pequeñas, por esta razón según el criterio del diseñador, partimos de un espesor mínimo de lámina en el mercado y hacemos los respectivos análisis, esto no solo fue idea u opinión de quien realizo este trabajo de diseño, aprovechando la ingeniería concurrente y los campos

interdisciplinarios se recurrió al Ing. Luis A. Vázquez cuya experiencia en diseño, tanto teórica como práctica en Biomecánica, nos llevó a la resolución de que el planteamiento que se hizo es correcto, su explicación radica en que los tiempos de análisis para cargas tan pequeñas con elementos y materiales tan resistentes son contraproducentes.

Siguiendo con esta premisa, partimos de un espesor:

$$t = \frac{1}{4} [in]$$

Tabla 7. Datos de placa – chumacera

<b>Unión PLACA-CHUMACERA</b>			<b>Unidades</b>
<b>Elementos de unión</b>	<i>Cuerpo</i>	<i>Placa</i>	-
<b>Material</b>	<i>Acero Inoxidable 304</i>	<i>Acero Inoxidable 304</i>	-
<b>Módulo de elasticidad</b>	290	290	[Psi]
<b>Espesor para cálculo</b>	1/4	1/2	[in]

#### 5.3.1.1. Método de cálculo para la pieza placa-chumacera

Por análisis estáticos las fuerzas F1 y F2 tendrán un valor de 25 [N], como se diseñaron dos agujeros por cada línea, la fuerza que llegará a cada uno de ellos es de 6,25 [N].

Por tratarse de un proceso iterativo, en el cual no se cuenta con un parámetro de diseño estable, se presentará la solución ya escogida para posteriormente ser comprobada y argumentada.

Sin embargo como esas fuerzas son muy pequeñas para el calculo y según la recomendacion de diseño efectuada para fuerzas tan pequeñas se hace una salvedad dada la naturaleza de las cargas, sin embargo para dar constancia del

modelo de diseño, se le va a proporcionar una carga por valor de el doble en magnitud o sea 50 [N] esto solo se realiza como requerimiento de calculo, es de añadir que el calculo para una fuerza de este calibre es insignificante teniendo en cuenta que el tornillo posee las siguientes características.

Figura 22. Características de los tornillos

<b>Unión</b>			<b>Unidades</b>
<b>Grado de perno</b>	-	5	-
<b>Díámetro de perno</b>	$d_p$	5/16	[in]
<b>Longitud del perno</b>	$L$	1/2	[in]
<b>Área transversal total</b>	$A_b$	0,0767	[in <sup>2</sup> ]
<b>Área de esfuerzo a tensión del perno</b>	$A_t$	0,0595	[in <sup>2</sup> ]
<b>Carga sobre la unión</b>	$P$	11,24	[lb]

Figura 23. Reacción pernos a cortante



$$\tau_{permissible} = \frac{F_{p1}}{A_p} \quad Ec. 7$$

$$\tau_{permissible} = \frac{\tau}{FS}$$

$$FS = \text{Factor de Seguridad} = 1,5$$

$$\tau = 250 \text{ [Mpa] Para pernos de Grado 5}$$

$$A_p = \frac{F_{p1}}{\tau_{permisible}}$$

$$A_p = 0,067 [mm^2]$$

$$d_p = \left( \frac{(A_p * 4)}{\pi} \right)^{\frac{1}{2}}$$

$$d_p = 0,3 [mm]$$

Se toma un factor de seguridad de 1,5 y no el valor de 3348 dado que los cálculos con este último darían un valor para el perno cercano a cero, lo cual no proporciona una vista global del resultado en el momento de analizar el diámetro del perno obtenido.

Para este perno no se analiza como unión apernada ya que la fuerza que siente es totalmente cortante, para ser claros en los resultados un perno de un diámetro mayor a 0,3 [mm] sirve, sin embargo ya se ha mencionado que este prototipo se está creando a partir de las dimensiones geométricas de un segmento de rodilla de diámetro femoral equivalente a un rango de 7 a 10 [cm] y adicional se maneja la premisa de la higiene y el contacto con fluidos, por ende se usa acero inoxidable, así se satisface este requerimiento.

Siguiendo con este criterio las demás uniones no van a sufrir diferentes variaciones tales que no soporten las cargas sobre el material, por ende se omite el cálculo y se opta por incorporar lo que tenemos a disposición inmediata en el mercado, cuya versatilidad hace que se cumpla con los requerimientos en el diseño.

**Figura 24. Esquema de la distribución para los pernos**

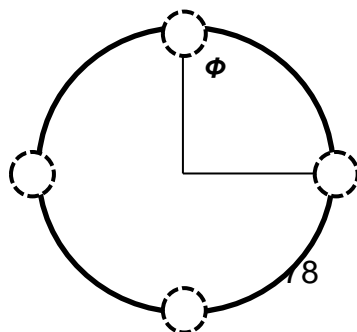
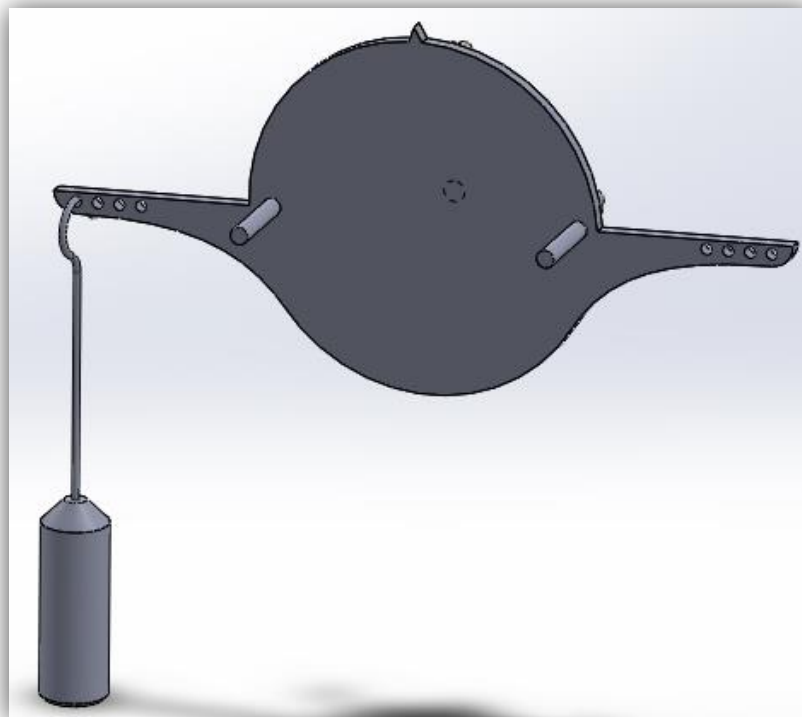


Tabla 8. Distribución de pernos de la unión chumacera-placa

<i>Unión No.2</i>		<i>Unidades</i>
<i>Cantidad de pernos</i>	4	-
$\phi$	0	[grados]
$\phi$	90	[grados]
$\phi$	180	[grados]
$\phi$	270	[grados]

#### 5.4. SISTEMA DE FUERZA Y MEDICIÓN.

Figura 25. Sistema móvil, fuerza y medida



- ✓ El peso usado para generar un torque será construido de acero inoxidable 304, la idea es que el torque generado haga girar la rodilla, de manera que la rotación externa bajo los parámetros de carga sea medida, esto se hace

con el ánimo de verificar como está reaccionando el tendón poplíteo en las diversas métodos de operación reconstructiva que se realicen para la casuística Nacional, aunque aún no se pueden establecer valores para el estudio respecto a la carga que se va a aplicar, se muestran valores tentativos que pueden ser base para el estudio, para ello se busca que el peso genere un torque similar a los 2 [N-m], para ellos se encuentra una configuración similar, teniendo en cuenta que la fabricación del peso parte de un cilindro comercial.

Características geométricas del peso:

**Tabla 9. Características geométricas y físicas del contrapeso**

<i>Variable</i>		
<i>H del cilindro truncado</i>	78	[mm]
<i>Radio menos del cilindro truncado</i>	5	[mm]
<i>Radio mayor del cilindro truncado</i>	25,4	[mm]
<i>Volumen del cilindro truncado</i>	13668	[mm <sup>3</sup> ]
<i>Densidad del acero 304</i>	7900	[Kg/m <sup>3</sup> ]
<i>H del cilindro</i>	78	[mm]
<i>Radio del cilindro</i>	25,4	[mm]
<i>Volumen del cilindro</i>	158.093	[mm <sup>3</sup> ]
<i>Volumen total (Volumen del cilindro truncado + Volumen del cilindro )</i>	171.761	[mm <sup>3</sup> ]
<i>Masa total</i>	1,36	[Kg]
<i>Peso del conjunto</i>	13,6	[N]
<i>Torque generado</i>	2,2	[N-m]

## 5.5. SELECCIÓN DEL RODAMIENTO

Para la selección del rodamiento que conforma la se deberían tener en cuenta los siguientes los siguientes parámetros relevantes:

- 1.) Deberán soportar carga axial y radial.

2.) Su diámetro interno, según especificaciones dimensionales de los demás componentes son las siguientes:

**Figura 26 Características Rodamiento SKF 6008**

Dimensiones principales			Capacidades de carga básica		Velocidades nominales		Designación
d	D	B	dinámica	estática	Velocidad de referencia	Límite de velocidad	
			C	C <sub>0</sub>			<b>* rodamiento SKF Explorer</b>
mm			kN		rpm		-
<b>40</b>	68	15	17,8	11,6	22000	14000	<b>6008 *</b>

**Factores de cálculo**  
 $k_T$  0,025  
 $f_0$  15

Fuente: [<http://www.skf.com/co>]

Se escogió este tipo de rodamiento basados en la geometría de la rodilla, como bien podemos apreciar la carga dinámica y la estática tienen un rango bastante generoso en cuanto a resistencia se refiere, en este apartado solo se va a seleccionar el rodamiento como bien sabemos las cargas bajas que hacen presencia en la estructura no tienen relevancia respecto a la resistencia del mismo.

## 5.6. SELECCIÓN DEL MATERIAL DE LA PLACA

Para la placa inferior del empotramiento se utiliza Acero Inoxidable 304. Para el cálculo del esfuerzo, se tomó el área anular donde se ubican los pernos, ya que son los apoyos de la placa.

**Tabla 10. Características del material**

<b>Características del Acero 304</b>		
<b>Esfuerzo Último permisible</b>	620 [Mpa]	60900 [psi]
<b>Esfuerzo a tensión</b>	350 [Mpa]	90000 [psi]
<b>Módulo Elasticidad</b>	200 [Gpa]	29000 [ksi]

## 6. COSTO DE FABRICACION

Tomando como base los precios del mercado y las horas hombre que se invierten en las piezas que necesitan ser mecanizadas se determina un costo de fabricación aproximado para conocer de antemano la viabilidad del producto.

**Tabla 11. Costo de fabricación del producto**

<b>Categoría</b>	<b>Componente</b>	<b>Unidad</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Subtotal</b>
<b>Sistema móvil</b>	Rodamiento skf 6008	unidad	1	\$ 40.000	<b>\$ 620.000</b>
	Disco de medición	unidad	1	\$ 100.000	
	Tapa de la base	unidad	1	\$ 50.000	
	Abrazaderas	unidad	2	\$ 300.000	
	Base principal	unidad	1	\$ 130.000	
<b>Pesos</b>	Pesos	Eje	1	\$ 30.000	<b>\$ 30.000</b>
<b>Ensamble</b>	-	-	-	\$ 100.000	<b>\$ 100.000</b>
<b>Materiales vigas,( Barras)</b>	Vigas Acero inoxidable	eje	2	\$ 20.000	<b>\$ 80.000</b>
	Transportador Metálico	Unidad	1	\$ 60.000	
<b>Materiales acoples</b>	Placa	Kg		\$ 300.000	<b>\$ 311.000</b>
	Tornillos 3/8	Unidad	1	\$ 2.000	
	Tornillos 5/16	Unidades	4	\$ 4.000	
	Arandela de sujeción	Unidad	1	\$ 5.000	

**Tabla 12. Costos indirectos de fabricación**

Categoría	Componente	Unidad	Cantidad	Costo unitario	Subtotal
<b>Costos indirectos</b>	Asesoría por parte de la Escuela de Ingeniería Mecánica	Horas	20	\$ 150.000	<b>\$ 3'608.000</b>
	Asesoría por parte de la Escuela de Medicina	Horas	20	\$ 15.400	
	Horas de maquinado y ensamble.	Horas	25	\$ 12.000	

**Tabla 13. Total de fabricación.**

Categoría	Componente	Unidad	Cantidad	Total
<b>Costo</b>	PROTOTIPO	Unidad	1	<b>\$ 4'749.000</b>

**Tabla 14. Costo de venta**

Categoría	Componente	Unidad	Cantidad	Costo unitario	Costo parcial	Subtotal
<b>Costo</b>	Producto	%	1	<b>\$ 4'749.000</b>	<b>\$ 4'749.000</b>	<b>\$ 4'749.000</b>
<b>Subtotal</b>						<b>\$ 4'749.000</b>
<b>Costo Prototipo distribuido en producción</b>						<b>\$ 0</b>
<b>COSTO PRODUCTO TERMINADO</b>						<b>\$ 4'749.000</b>
<b>COSTO DE MERCADEO</b>			5%			\$ 237.450
<b>GARANTIA Y MANTENIMIENTO</b>			5%			\$ 237.450
<b>COSTO ANTES DE VENTA</b>						<b>\$ 4'986.450</b>
<b>Utilidad venta a publico</b>			15%			\$ 747.968
<b>Costo antes del IVA</b>						<b>\$ 5'734.418</b>
<b>IVA</b>			16%			\$ 917.507
<b>Costo con IVA / Precio de venta al publico</b>						<b>\$ 6'651.925</b>

## 7. PRUEBAS

Las pruebas se desarrollaron en una sola etapa en la cual se mide la rotación externa que presenta un segmento de rodilla teniendo como modelo una extremidad con un peso aproximado máximo de 5 Kg, un diámetro de tibia de aproximadamente 8 cm.

La medición de la rotación externa se realizará con unos ángulos en flexo extensión de magnitud cualquiera, dado que se busca obtener una serie de medidas, las cuales no se relacionarán ni se compararan con algún tipo de dato, esto se da de esta manera debido a que no hay punto de comparación o referencia de la casuística predominante en Latinoamérica.

Uno de los objetivos en la creación del dispositivo es que ayude en un estudio innovador en la medida de la rotación externa, basados en el problema de inestabilidad rotacional causado por la lesión del tendón poplíteo.

Es precisamente el estudio de esta medida del ángulo de rotación externa en base a la casuística predominante en Latinoamérica el paso siguiente a conseguir, estos estudios posteriores se realizarán de acuerdo a los parámetros que establezcan aquellos integrantes del grupo de investigación perteneciente a la escuela de medicina, con los cuales esperamos tener un contacto cercano, asesorías desde el punto de vista mecánico y el seguimiento para posteriores desarrollos y mejorías en el dispositivo a medida avance la propuesta de investigación.

Para la validación del procedimiento de medida, se lleva a cabo desde el punto de vista que muestre físicamente la medida e la rotación externa, esto indica que una vez montado el segmento de rodilla, el aparato fue capaz de medir este giro bajo

la supervisión médica del estudiante de Medicina Iván Darío Quintero Pabón (Galardonado con el premio internacional de Cirugía de Cadera y Rodilla.<sup>22</sup>)

Este dispositivo se clasifico como un diseño satisfactorio al cumplir con el requisito de medir la rotación externa en la rodilla, y su vez permite definir las características de la dinámica rotacional tanto externa como interna de la articulación de la rodilla.

Esto permite avanzar con el estudio planteado acerca de resolver el problema de Inestabilidad Rotacional debido a lesiones causadas en el tendón poplíteo, con sus respectivas técnicas de reconstrucción quirúrgica.

**Figura 27. Dispositivo para medir la rotación externa**



<sup>22</sup> <http://catedralibre.uis.edu.co/noticias/investigacion/itemlist/tag/premio%20latinoamericano.html>

**Figura 28. Iván Quintero validación del dispositivo**



**Figura 29 Medición de la rotación externa**



### 7.1. REPETIBILIDAD DEL INSTRUMENTO DE MEDIDA.

Para este instrumento de medida se realizó la prueba de la repetibilidad, mensurando el proceso de rotación externa, bajo las mismas condiciones de cada una de las medidas obtenidas.

La prueba incluyó condiciones como:

- ✓ Reducción a un mínimo de las variaciones debidas al observador
- ✓ Se usó el mismo procedimiento de medición.
- ✓ El mismo observador.
- ✓ El mismo equipo de medición bajo las mismas condiciones.
- ✓ El mismo lugar.

Tabla 15. Datos estadísticos de prueba.

<b>DATOS ESTADÍSTICOS</b>	<b>TOMA 1</b>
1	54
2	53
3	53
4	54
5	54
6	53
7	53
8	54
9	52
10	53
11	54
12	55
13	55
14	55
15	52
16	53
17	52
18	53
19	54
20	53
21	54
22	53
23	54
24	53

25	54
26	54
27	55
28	53
29	54
30	54

Campo de medida.

$$\checkmark r_o = 90$$

Precisión

$$\checkmark \Delta x = 1^\circ$$

Resolución

$$\checkmark Resol = 1^\circ$$

*Error = X + Δx; donde X es la medida real y Δx es la precisión.*

Porcentaje de repetibilidad.

$$\%UR_{max} = \frac{2\sigma_x}{r_o} * 100$$

$\sigma_x$  es la desviación estándar.

$r_o$  es el campo de medida

Desviación estándar.

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

$\mu$  ; es la media aritmética

$x_i$  ; medida real.

$r_o$	90°
$\mu$	53,5666
$\sigma_x$	0,8439
$\Delta_x$	1°
% UR <sub>max</sub>	1,875

Con una % UR<sub>max</sub> = 1,875 %, tenemos que la repetibilidad instrumento refleja las variaciones encontradas bajo calibración controlada condiciones, entonces cada una de las medidas cuando máximo va a tener una variación del 1,875 % lo cual es aceptable.

**Tabla 16. Datos estadísticos con su respetiva variación.**

<b>DATOS ESTADÍSTICOS</b>	<b>VALOR CON SU RESPECTIVA VARIACIÓN</b>
1	54 +/- 1°
2	53 +/- 1°
3	53 +/- 1°
4	54 +/- 1°
5	54 +/- 1°
6	53 +/- 1°
7	53 +/- 1°
8	54 +/- 1°
9	52 +/- 1°
10	53 +/- 1°
11	54 +/- 1°
12	55 +/- 1°
13	55 +/- 1°
14	55 +/- 1°
15	52 +/- 1°
16	53 +/- 1°
17	52 +/- 1°
18	53 +/- 1°
19	54 +/- 1°
20	53 +/- 1°

<b>21</b>	54 +/- 1°
<b>22</b>	53 +/- 1°
<b>23</b>	54 +/- 1°
<b>24</b>	53 +/- 1°
<b>25</b>	54 +/- 1°
<b>26</b>	54 +/- 1°
<b>27</b>	55 +/- 1°
<b>28</b>	53 +/- 1°
<b>29</b>	54 +/- 1°
<b>30</b>	54 +/- 1°

## 8. CONCLUSIONES

- ✓ Se utilizó la metodología planteada por el autor Edwar V. Krick en el área de Diseño y Construcción donde integra parámetros como la tormenta de ideas, para contemplar diversos diseños, incluyendo en la misma la participación y la colaboración de grupos interdisciplinarios como la contribución de personas ajenas a las áreas científicas del conocimiento como la ciencia de los materiales, dinámica, cinemática, etc.
- ✓ Con el dispositivo tenemos que la repetibilidad del instrumento refleja variaciones encontradas bajo calibración controlada condiciones de 1,875 % lo cual es aceptables para cada una de las medidas que se realicen.
- ✓ En base a la metodología de diseño aplicada, se obtuvieron 10 modelos bosquejados, los cuales a la luz de una matriz de criticidad se logró seleccionar el diseño final el cual cumple con cada uno de los requisitos, y suple las necesidades que el problema planteaba.
- ✓ Se cumplen los requerimientos de diseño del prototipo basados en las especificaciones médicas, las cuales fueron validadas por el mismo personal, con la consecución en la medida de la rotación externa de la rodilla debido al problema de inestabilidad rotacional causada por la lesión en el tendón poplíteo, con una rotación mayor a 45° con tendón lesionado, con un esperado de 10° a 20° para un segmento de rodilla sano, y de 20° a 25° con el método de reconstructivo.
- ✓ Como era de esperarse, los factores de seguridad en el momento de corroborar el proceso de resistencia por las cargas incidentes, fueron

bastante elevados, un ejemplo de ello fue un factor de seguridad de 3348 para el cálculo de la viga , esto evidenciaría un sobrediseño si se tiene en cuenta solamente el concepto de carga en el material usado, que para este caso fue un Acero Inoxidable 304, cuyas propiedades en cuanto a resistencia se refiere, son altas, sin embargo no se dejó de lado el factor principal del diseño, que fue la geometría de la rodilla, en base a la cual se consideró gran parte del mismo. Partiendo de este hecho, decimos que el diseño no solamente se hizo bajo el concepto de resistencia sino que a su vez combinó el parámetro ergo-geométrico.

- ✓ Se logró el diseño funcional de un dispositivo que logra medir la rotación externa en base al problema de inestabilidad rotacional para secciones de rodilla con un rango en el diámetro de tibia de 7 a 10 cm y un valor máximo de peso de 5 Kg.

## 9. OBSERVACIONES

- ✓ Una de las recomendaciones a tener en cuenta en desarrollos futuros, es la mejoría en el sistema de sujeción, puesto que las abrazaderas están sujetas a un diámetro de rodilla de 7 a 10 centímetros en la parte del fémur.
- ✓ Teniendo en cuenta los componentes del prototipo que nacionalmente y localmente se pueden encontrar, se propone realizar una alianza estratégica con las entidades interesadas en la manufactura, comercialización, rediseño e investigación en el área de anatomía, que permita dar paso a mas avances y mejoras en diversos de los requerimientos necesarios para el continuo desarrollo.

## BIBLIOGRAFÍA

CAULFIELD BM, Garret M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. Int J Sports Med 2002;23:64-8.

EDWAR, Krick V. Introducción a la Ingeniería y al Diseño en la Ingeniería. Lafayette College, Limusa, 1988. Mexico D.F.

GERE, James M. GOODNO, Barry J. Mecánica de Materiales, Cengage Learning Latin America, 2009.

JUVINALL, Robert C, MARSHEK, Kurt M. Diseño de elementos de máquinas, Limusa, 2013 Pag. 833.

KALTENBORN F. Fisioterapia manual extremidades. 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2004.

NORMA BS-EN6061 Medical Electrical Equipment and Systems

NORTON Robert L. Diseño de Maquinas, Capítulo 14, Tornillos y sujetadores.

RICHARD S Figliola. Donald E. Beasley. Theory and design for mechanical measurements. Wiley. Capítulo 1.

SAIZ Eduardo G. Rediseño del brazo articulado de una plataforma elevadora. Cantabria, España 2012. Trabajo fin de carrera (Ingeniería en tecnologías industriales). Universidad de Cantabria. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales y de Telecomunicaciones.

TABOELA. Claudio H. GONIOMETRIA, Una herramienta para la evaluación de las incapacidades individuales. Pag.21-22.

UNIVERSIDAD DEL ROSARIO. Biomecánica. Clínica de la rodilla. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Documento de Investigación No.39. Pag 14-20.

UNIVERSIDAD LAICA ELOY ALFARO DE MANABI. Katty Annabel Sanches Bailon. Técnica Fisioterapéutica para el tratamiento de la tendinitis rotuliana. Pag 19-25.

WILLIAMS GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackles L. Dynamic Knee stability: current theory and implications for clinicians and scientist. J Orthop Sports Phys Ther 2001;31(10):546-66.