

**ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UNA PLACA DE TIBIA  
DISTAL TIPO LCP (PLACA DE COMPRESIÓN DE BLOQUEO), BAJO  
CONDICIONES ESTÁTICAS Y DINÁMICAS EN LA MARCHA**

**YOYN SON STIVEN MURILLO BERNAL**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS  
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BOGOTÁ D. C.  
2020**

**ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UNA PLACA DE TIBIA  
DISTAL TIPO LCP (PLACA DE COMPRESIÓN DE BLOQUEO), BAJO  
CONDICIONES ESTÁTICAS Y DINÁMICAS EN LA MARCHA**

**YOYNSON STIVEN MURILLO BERNAL**

**Proyecto de trabajo de grado en la modalidad de: Solución de un problema  
de ingeniería para optar por el título de Ingeniero Mecánico**

**Director: Oscar Rodrigo López Vaca  
Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS  
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BOGOTÁ D. C.  
2020**

## **AGRADECIMIENTOS**

Primeramente, le agradezco a Dios, por guiarme e inspirarme a cumplir mis metas a pesar de las adversidades de salud principalmente, por permitirme culminar esta etapa de mi vida donde a lo largo de estos últimos años he adquirido innumerables conocimientos gracias a la labor educativa de exigencia de la Universidad Santo Tomás, que me otorgó las herramientas y medios suficientes para crecer como persona y profesional.

De igual forma a mis padres, quienes fueron mis mentores y el principal apoyo para poder hacer realidad este sueño formado día a día y base sólida para un nuevo camino de emprendimiento ya con un proyecto de vida claro y una elección de carrera muy acorde con mis gustos y capacidades.

Así mismo, resalto la gestión del ingeniero Oscar Rodrigo López Vaca, por su entrega y apoyo en mi trabajo de grado, destacando su parte humana y gran voluntad con la que dedico tiempo y conocimiento en post de mi superación como estudiante de ingeniería mecánica, disponiendo en muchas ocasiones de espacios familiares y sociales para asesorarme en situaciones difíciles de este proceso académico.

## TABLA DE CONTENIDO

<b>RESUMEN</b> .....	<b>11</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>12</b>
<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>14</b>
Objetivo General .....	14
Objetivos Específicos.....	14
<b>1. BIOMECÁNICA DEL HUESO</b> .....	<b>15</b>
1.1 Histología del tejido óseo .....	15
1.1.1 Osteoblastos .....	15
1.1.2 Osteocitos .....	15
1.1.3 Osteoclastos .....	16
1.2 Propiedades mecánicas del tejido óseo.....	16
1.2.1 Tejido óseo compacto o cortical .....	16
1.2.2 Tejido óseo esponjoso o trabecular.....	17
1.3 Anatomía de la tibia.....	18
1.4 Fracturas óseas.....	19
1.4.1 Fracturas por tensión.....	19
1.4.2 Fracturas por Compresión .....	19
1.4.3 Fracturas por flexión .....	20
1.4.4 Fracturas por torsión.....	20
1.4.5 Fracturas por cizallamiento .....	20
1.5 Tratamientos de fracturas .....	20
1.6 Reducción ósea.....	21
1.7 Retención o inmovilización.....	26
1.8 La marcha humana .....	26
1.9 Antecedentes de estudios realizados .....	28
<b>2. CARGAS SOPORTADAS EN LA TIBIA BAJO CONDICIONES ESTÁTICAS Y DINÁMICAS</b> .....	<b>31</b>
2.1 Estados de carga en la tibia para postura bipodal.....	31
2.2 Estados de carga en la tibia durante la marcha en superficie llana .....	32
2.3 Estados de carga en la tibia durante el ascenso y descenso de escaleras	

2.4	Área de contacto tibia-fémur .....	38
<b>3.</b>	<b>CONSTRUCCIÓN DEL MODELO 3D PLACA-HUESO.....</b>	<b>40</b>
3.1	Modelado de la Pierna .....	40
3.1.1	Modelado del pie .....	42
3.1.2	Modelado del Peroné.....	43
3.1.3	Modelado de la Tibia .....	43
3.2	Modelado de placa de tibia distal LCP.....	45
3.2.1	Porción Distal.....	45
3.2.2	Porción proximal .....	47
3.2.3	Unión de las porciones de la placa.....	47
3.3	Ensamble Pierna-Placa.....	47
<b>4.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>49</b>
4.1	Propiedades de los materiales .....	50
4.2	Contactos mecánicos .....	50
4.3	Condiciones de frontera de apoyo y carga .....	53
4.3.1	Condiciones de frontera de apoyo .....	54
4.3.2	Condiciones de frontera de carga .....	55
4.4	Mallado .....	56
4.5	Análisis de convergencia.....	57
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>61</b>
<b>6.</b>	<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>62</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Curva esfuerzo deformación hueso cortical .....	17
<b>Figura 2.</b> Grietas por fatiga en hueso .....	17
<b>Figura 3.</b> Curva esfuerzo deformación hueso trabecular .....	18
<b>Figura 4.</b> Partes de la tibia humana.....	19
<b>Figura 5.</b> Tipo de fractura.....	20
<b>Figura 6.</b> Placa de tibia distal medial .....	25
<b>Figura 7.</b> Inserción placa de tibia distal .....	25
<b>Figura 8.</b> Colocación correcta de tornillos .....	26
<b>Figura 9.</b> Mecanismos de retención e inmovilización].....	26
<b>Figura 10.</b> Fases de la marcha].....	27
<b>Figura 11.</b> Tipos de apoyo durante la marcha.....	27
<b>Figura 12.</b> Estudio bajo diferentes estados de tibia .....	28
<b>Figura 13.</b> Estudio con diferentes modelos de placa y ubicación de tornillos.....	29
<b>Figura 14.</b> Análisis en tibia durante la marcha .....	29
<b>Figura 15.</b> Cargas en la rodilla durante la marcha .....	30
<b>Figura 16.</b> (A) Fuerzas de reacción sobre cada pierna, (B) fuerza de reacción resultante, igual al valor del peso del sujeto .....	31
<b>Figura 17.</b> Planos ortogonales de referencia.....	32
<b>Figura 18.</b> Ángulos en la pierna.....	34
<b>Figura 19.</b> Fuerza de reacción vertical durante el ascenso y descenso de escaleras .....	35
<b>Figura 20.</b> Estudio cinemático y dinámico de la pierna .....	35
<b>Figura 21.</b> Condiciones de frontera sobre la tibia humana.....	39
<b>Figura 22.</b> Modelo CAD pierna derecha .....	40
<b>Figura 23.</b> Tibia escalada.....	42
<b>Figura 24.</b> Pie como única pieza sólida .....	42
<b>Figura 25.</b> Modelo de Peroné .....	43
<b>Figura 26.</b> Modelo de tibia inicial .....	43
<b>Figura 27.</b> Modelo de tibia modificado.....	44
<b>Figura 28.</b> Cambio geométrico en tibia.....	44
<b>Figura 29.</b> Fractura distal metafisaria .....	44
<b>Figura 30.</b> Porciones de placa .....	45
<b>Figura 31.</b> Montaje para escaneo de placa .....	45
<b>Figura 32.</b> Trayectorias para la toma de foto.....	46
<b>Figura 33.</b> Porción distal obtenida con escaneo 3D .....	46
<b>Figura 34.</b> Refinamiento de porción distal .....	46
<b>Figura 35.</b> Porción proximal de placa .....	47
<b>Figura 36.</b> Placa de tibia distal.....	47
<b>Figura 37.</b> Placa de tibia distal.....	47
<b>Figura 38.</b> Ensamble pierna-placa.....	48
<b>Figura 39.</b> Posición de tornillos en placa.....	48
<b>Figura 40.</b> Diagrama de convergencia .....	49

<b>Figura 41.</b> Diagrama de aplicación de condiciones de carga y apoyo .....	53
<b>Figura 42.</b> Malla por defecto .....	56
<b>Figura 43.</b> Divisiones en tibia para refinamiento de malla¡Error! Marcador no definido.	
<b>Figura 44.</b> Puntos de medición para análisis de convergencia A. Puntos en placa B. Puntos en tibia .....	57
<b>Figura 45.</b> Malla refinada .....	60
<b>Figura 46.</b> Sistema de coordenadas en placa .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 47.</b> Distribución de Esfuerzos Bajo Postura Bipodal¡Error! Marcador no definido.	
<b>Figura 48.</b> Distribución de Esfuerzos para Marcha en Superficie Plana.....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 49.</b> Distribución de Esfuerzos durante Ascenso de escalones .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 50.</b> Distribución de Esfuerzos durante el Descenso de Escalones.....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 51.</b> Ruptura en placa A. Vista superior placa fracturada B. Vista inferior placa fracturada C. Sección transversal de la fractura .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 52.</b> Distribución de esfuerzos en zona de fractura de placa A. Superficie superior B. Superficie inferior .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 53.</b> Distribución de esfuerzos en caso de marcha A. Vista superior B. Vista inferior .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 54.</b> Distribución de esfuerzos en placas de tibia distal medial bajo posición bipodal inferior .....	¡Error! Marcador no definido.
<b>Figura 55.</b> Distribución de esfuerzos en placas de tibia proximal¡Error! Marcador no definido.	
<b>Figura 56.</b> Distribución de esfuerzos en placa en situación de marcha A. Modelo con fractura ósea B. Modelo con injerto de material compuesto¡Error! Marcador no definido.	

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Posición de la pierna durante el porcentaje de marcha crítico .....	38
<b>Tabla 2.</b> Altura del género masculino adulto.....	41
<b>Tabla 3.</b> Piezas ensamble placa-tornillos .....	48
<b>Tabla 4.</b> Propiedades de los materiales.....	50
<b>Tabla 5.</b> Contactos mecánicos definidos .....	52
<b>Tabla 6.</b> Coeficientes de fricción .....	52
<b>Tabla 7.</b> Condiciones de frontera de apoyo .....	54
<b>Tabla 8.</b> Condiciones de cargas empleadas.....	56
<b>Tabla 9.</b> Esfuerzos medidos sobre los puntos establecidos en placa tibia .....	57
<b>Tabla 10.</b> Error relativo entre los tamaños de malla en placa tibia.....	58
<b>Tabla 11.</b> Esfuerzos medidos sobre los puntos establecidos en tibia .....	58
<b>Tabla 12.</b> Error relativo entre los tamaños de malla en tibia .....	58
<b>Tabla 13.</b> Elementos y nodos en los componentes del modelo .....	59

## LISTA DE GRÁFICAS

<b>Gráfica 1.</b> Fuerza de reacción vertical vs porcentaje de la marcha .....	33
<b>Gráfica 2.</b> Ángulos en la rodilla, cadera y tobillo con respecto al porcentaje de marcha .....	34
<b>Gráfica 3.</b> Reacción vertical del piso durante ascenso .....	36
<b>Gráfica 4.</b> Reacción vertical del piso durante descenso.....	36
<b>Gráfica 5.</b> Ángulo cadera, rodilla y tobillo durante ascenso .....	37
<b>Gráfica 6.</b> Ángulo cadera, rodilla y tobillo durante descenso.....	37

## GLOSARIO

**Menisco:** Es un fibrocartílago que tiene aspecto de medialuna y espesor del tipo menguante que se encuentra en el sistema articular de la rodilla.

**Medial:** Significa hacia el medio o el centro y es lo opuesto a lateral. Se emplea para describir posiciones generales de partes del cuerpo.

**Lateral:** Se refiere a la situación de una estructura, víscera, órgano, etc., con relación a otro, respecto del plano sagital.

**Cóndilo:** Es la cabeza, eminencia o protuberancia redondeada en la extremidad de un hueso que encaja en el hueco de otro para formar una articulación.

**Percutáneo:** Se dice de aquello que se realiza a través de la piel.

**Maléolo:** Protuberancia redondeada de la tibia y el peroné a cada lado de la articulación del tobillo.

**Epífisis:** Cada uno de los extremos de los huesos largos.

**Metáfisis:** Zona de unión de la diáfisis con las epífisis de los huesos largos.

**Bipodal:** Es el resultado de muchos procesos que sostienen el equilibrio del cuerpo humano sobre sus dos extremidades inferiores.

**Biomecánica:** Es la disciplina que estudia el movimiento del cuerpo en sus diferentes circunstancias, es decir, esta ciencia trata de analizar la actividad del ser humano y la respuesta que tiene nuestro organismo ante esto.

**Elementos finitos:** Es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy complejas utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.



## RESUMEN

El estudio del comportamiento biomecánico de una placa de tibia distal medial tipo LCP (Placa de Comprensión de Bloqueo) bajo situaciones estáticas y dinámicas, se llevó a cabo por medio de un análisis de elementos finitos con la ayuda del programa Ansys Workbench 2020 R1, donde se asignaron los parámetros de carga y posición de la pierna derecha para las situaciones de posición bipodal erguida, marcha sobre superficie plana, ascenso y descenso de escalones. De esta forma, se examinó la distribución de esfuerzos que soporta este tipo de implantes quirúrgicos durante un tratamiento de osteosíntesis bajo la ejecución de actividades del diario vivir por parte del paciente.

Por otro lado, el modelo óseo de la pierna derecha (Tibia, peroné y pie) fue realizado teniendo en cuenta las medidas antropométricas de un hombre adulto saludable con una altura de 168,8 cm y un peso de 69,1 Kg. La geometría del implante fue generada mediante escaneo 3D y modelado manual con ayuda de una prótesis con la que se contaba físicamente, ya que es necesario obtener un modelo 3D del ensamble pierna-placa lo más acercado posible a lo anatómicamente y quirúrgicamente real para obtener resultados acertados en el análisis.

En relación a los resultados se mostró que una de las principales causas del incremento de los esfuerzos en los modelos analizados está directamente relacionada con el ángulo en el que se encuentra la tibia con respecto a la línea de aplicación de la carga vertical, esto se evidenció en el modelo de marcha sobre superficie plana en el que se obtuvieron las mayores magnitudes de esfuerzos totales debido al esfuerzo flexor que la carga generó sobre la geometría. También, se presentaron importantes concentradores de esfuerzos sobre las zonas cercanas a los bordes de los agujeros adyacentes al punto de la fractura ósea y en la zona inferior de la placa donde posee una serie de hondonadas que disminuyen el contacto placa-hueso y reducen el área transversal del elemento quirúrgico en esta zona.

Para concluir, al comparar el análisis computacional con la placa que presentó la ruptura, se evidenció que el lugar de la fractura es el mismo en el que ocurrió la mayor concentración de esfuerzos durante las simulaciones. Además, el patrón de fractura de la placa responde a los datos obtenidos en los análisis, en los cuales se crea una clara distribución de esfuerzos con las mayores magnitudes en forma de línea, entre los extremos laterales de la placa en donde existen hondonadas sobre la superficie inferior de esta y el agujero para tornillos más cercano.

**Palabras claves:** Elementos finitos, placa, tibia, marcha, biomecánica.

## INTRODUCCIÓN

Indagando estudios previos sobre el análisis por elementos finitos de placas utilizadas en tratamientos de osteosíntesis se pudo evidenciar que antiguamente la fabricación de estos elementos dependía de la experiencia del diseñador y de pruebas directas en pacientes, lo que generaba un proceso lento, afectando la integridad de este. Al cabo del tiempo se empezaron a realizar modelos computarizados con simulaciones 3D, siendo una buena alternativa para probar el comportamiento de este tipo de situaciones en un menor tiempo y descartando procesos operatorios [1]. En la actualidad, con ayuda del avance tecnológico se están manejando diferentes tratamientos de osteosíntesis, en los que a través de una variedad de dispositivos se pretende una debida unión y fijación ósea [2].

De esta manera, es importante resaltar la intervención del quehacer de la ingeniería en la línea mecánica con aportes a la problemática en salud pública por traumatismos que forjan dichos tratamientos, debido a los diferentes inconvenientes que probablemente ocurren en mayor medida por causas entre las cuales se destacan los descuidos, infecciones, falla en la unión ósea y material quirúrgico principalmente. Uno de los dispositivos que se utilizan con mayor frecuencia para la estabilización de fracturas en huesos largos son las placas, ya que prestan grandes beneficios durante la intervención médica por la buena consolidación ósea, prevención de pérdida excesiva de sangre, ausencia de dolor, recuperación rápida, tiempo de operación corto, entre otros [2].

Sin embargo, es preocupante la existencia de casos clínicos en los que estos tipos de placas fallan estructuralmente durante su debida utilización, generando así mismo, problemas e incomodidad al paciente, además de un creciente desprestigio de este tipo de tratamientos [4]. Por ejemplo, es de resaltar el estudio realizado por [3] en el Hospital de San José (Colombia) a 27 pacientes sometidos a un tratamiento de osteosíntesis con placa percutánea en tibia, con una edad promedio de 42 años, obteniendo que en 2 de ellos se presentó una falla estructural en dicha placa, representando esto un 7.4% del total de la población [4], lo cual refleja una cifra bastante preocupante en cuanto al nivel de seguridad que pueden llegar a tener este tipo de tratamientos, ya que se trata del bienestar y salud de los pacientes [4].

Es por ello, que se realizó un estudio del comportamiento biomecánico de una placa de tibia distal medial de compresión dinámica de bajo contacto (LCP) bajo parámetros propios a los que se vería afectada en un tratamiento con una fractura en la zona metafisaria distal de la tibia derecha de un hombre adulto, bajo una situación estática de posición bipodal erguida y dinámica de marcha en superficie plana y escalonada. Por consiguiente, se establecieron las posiciones de la pierna derecha, junto con las cargas a las que se encontraría cada uno de los casos planteados. Además, se construyó un modelo CAD del ensamble pierna-placa, para posteriormente importar esta geometría en el Software Ansys Workbench e

identificar las principales causas de falla que está afectando la integridad estructural del material utilizado durante este tipo de procedimiento quirúrgico.

Para concluir, se evidencio que entre mayor era el ángulo entre la línea de aplicación de la carga y el eje longitudinal de la tibia se presentaron esfuerzos con magnitudes mayores sobre la zona central de la placa, alrededor de los agujeros y hondonadas que la placa en mención posee sobre la superficie inferior, siendo esta la zona donde presentaba ruptura el elemento de osteosíntesis con el que se contaba físicamente.

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo General**

Analizar el comportamiento biomecánico de una placa de tibia distal tipo LCP (Placa de Compresión de Bloqueo), bajo condiciones estáticas y dinámicas en la marcha.

### **Objetivos Específicos**

- Establecer las cargas soportadas en la tibia bajo condiciones estáticas y dinámicas durante la marcha.
- Realizar el modelado CAD del conjunto placa-hueso mediante un software de reconstrucción a partir de tomografías y un software de modelado 3D.
- Identificar las zonas de la placa en donde aumenta la probabilidad de ruptura en condiciones estáticas y dinámicas mediante análisis por elementos finitos.

## 1. BIOMECÁNICA DEL HUESO

Para el estudio de los huesos, estos son considerados como estructuras sólidas compuestas por distintos tipos de tejidos como el óseo, cartilaginoso, conectivo denso, epitelio, adiposo y nervioso. Dichas estructuras al unirse forman el sistema esquelético de los seres vivos, constituyendo el 18% del peso total del cuerpo humano [5].

Sin embargo, el principal tejido que conforma los huesos es el tejido óseo. Este tejido presenta una estructura bastante más fuerte ya que contiene una alta concentración de calcio, fosfato y colágeno [6]. Además de esto, los huesos poseen una fina capa de tejido conectivo de un color blanquecino llamado periostio, que se encarga de la vascularización y del crecimiento del hueso [7].

### 1.1 Histología del tejido óseo

El tejido óseo contiene una matriz extraarticular que rodea las células y las separa ampliamente entre sí. Dicha matriz está compuesta aproximadamente por 15% agua, 30% fibras de colágeno y 55% de sales minerales cristalizadas. La sal mineral más abundante es el fosfato de calcio [ $Ca_3(PO_4)_2$ ], que al combinarse con el hidróxido de calcio [ $Ca(OH)_2$ ] forma cristales de hidroxiapatita [ $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ]. A medida que estos cristales se van formando se combinan con otras sales minerales como el carbonato de calcio ( $CaCO_3$ ) e iones como magnesio, fluoruro, potasio y sulfatos que a la vez se cristalizan alrededor de las fibras de colágeno de la matriz extraarticular. Lo cual es conocido como calcificación y es iniciado por los osteoblastos.

Las propiedades de dureza y resistencia del tejido óseo son proporcionales al nivel de cristalización de los minerales anteriormente nombrados, mientras que la flexibilidad del hueso depende de la cantidad de colágeno que este llegue a poseer [5]. A nivel celular, el tejido óseo cuenta con varios tipos de células encargadas de la destrucción y regeneración de dicho tejido.

#### 1.1.1 Osteoblastos

Los osteoblastos son células que se encuentran en la superficie del tejido óseo y tienen la función de construir dicho tejido a partir de la producción de colágeno y de la calcificación de este. Este tipo de células se producen a partir de la división de las células Mesenquimáticas, poseen una forma poliédrica y un tamaño cercano a los 25  $\mu\text{m}$  de diámetro [8].

#### 1.1.2 Osteocitos

Una vez finaliza la formación del hueso, entre un 10% a un 20% de los osteoblastos permanecen en el seno del hueso, donde se transforman paulatinamente en

osteocitos. Los osteocitos representan aproximadamente un 90% del total de componentes celulares del tejido y están encargados tanto de la comunicación celular como de su debido metabolismo con intercambio de nutrientes y desechos con la sangre. Estos pueden identificar algún tipo de cambio mecánico y traducirlo por medio de señales químicas que actúan sobre el hueso, de este manera los osteocitos pueden direccionar una remodelación ósea y reparar micro fracturas [5], [8].

### **1.1.3 Osteoclastos**

Los osteoclastos son células bastantes voluminosas que proceden de monocitos circulantes en la sangre. Son las únicas células que tiene la capacidad de degradar el tejido óseo a través de la liberación de ácidos y sustancias que permiten así mismo la regeneración del hueso, las cuales ayudan a regular el nivel de calcio en la sangre y son bastante usadas para tratar la osteoporosis. Sin embargo, el hueso no es totalmente sólido ya que cuenta con ciertos espacios pequeños entre cada una de sus células y los componentes de la matriz extraarticular, que sirven como canales para que los vasos sanguíneos ofrezcan nutrientes a las células óseas. Es por esto que depende del tamaño de dichos espacios, las regiones de un hueso se pueden clasificar como compactas o esponjosas [5], [7], [8].

## **1.2 Propiedades mecánicas del tejido óseo**

Entre las propiedades del tejido óseo se encuentran las relacionadas a continuación.

### **1.2.1 Tejido óseo compacto o cortical**

Este tejido se caracteriza por tener pocos espacios entre sus células y sus distintos componentes, lo que genera un tejido bastante fuerte que proporciona una mayor protección y soporte a esfuerzos producidos por el peso y el movimiento [1]. El hueso cortical se encuentra principalmente en la diáfisis de los huesos largos y en forma de una fina capa que cubre el comportamiento trabecular de la zona metafisaria y epifisaria del hueso [9]. Debido a la orientación longitudinal de las fibras de colágeno, el hueso cortical presenta una mayor resistencia a la aplicación de cargas axiales ( $0^\circ$  de inclinación) que transversales ( $90^\circ$  de inclinación). Si bien las propiedades de un hueso cortical dependen de su densidad y de la orientación de las osteonas, por lo que generalmente los valores de resistencia del tejido cortical suponen un 60% de la resistencia del hueso entero [10].

El hueso cortical presenta propiedades propias de un material anisotrópico, ya que su resistencia y módulos de tracción/compresión a lo largo de la dirección longitudinal son mayores que las presentes en la radial y circunferencial. Es así, que las diferencias mecánicas entre la dirección radial y circunferencial son relativamente pequeñas, por lo que se sugiere que este material sea tratado como uno isotrópico. Las mediciones de resistencia máxima en un hueso largo bajo

distintos modos de carga presentan un valor mayor de resistencia bajo compresión en la dirección longitudinal y uno más débil bajo carga de tracción en la dirección transversal, como se muestra en la figura 1.

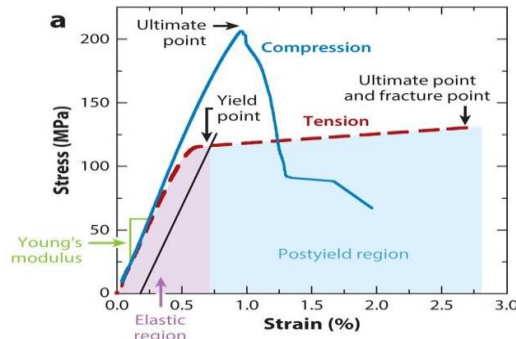


Figura 1. Curva esfuerzo deformación hueso cortical - Fuente:[5]

El hueso cortical tiene una mayor resistencia a la falla por fatiga en la compresión que en la tensión y a frecuencias más altas. La fractura por fatiga del hueso cortical puede llegar a ocurrir generalmente a partir de la aparición de pequeñas grietas en puntos donde existan concentraciones de esfuerzos, cuando se presentan cargas repetitivas o cíclicas y produce degradación progresiva de las propiedades mecánicas del tejido óseo [9].

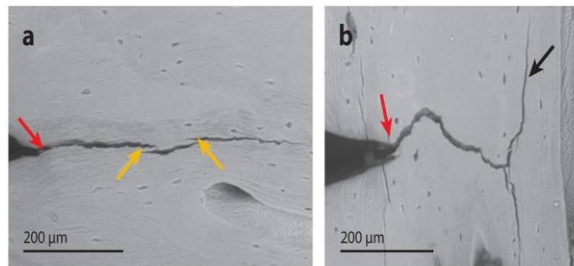


Figura 2. Grietas por fatiga en hueso - Fuente: [9]

### 1.2.2 Tejido óseo esponjoso o trabecular

A diferencia del tejido óseo compacto, el tejido óseo esponjoso no cuenta con osteonas. El tejido óseo esponjoso siempre se encuentra en el interior del hueso protegido por una capa de hueso compacto y está formado por una serie de láminas que están dispuestas en un patrón irregular con espacios (trabéculas) que son visibles a simple vista. Dichos espacios están llenos de médula ósea roja en los huesos que producen células sanguíneas y de médula ósea amarilla en otros huesos. Este tipo de tejido está presente principalmente en el interior de huesos cortos, planos y de forma irregular. En los huesos largos forma parte del núcleo de las epífisis y forma un estrecho cubrimiento de la cavidad medular de la diáfisis [5].

Debido a la alta porosidad que contiene este tipo de tejido, sus propiedades mecánicas están definidas principalmente por su nivel de porosidad y su calidad ósea. Al igual que el tejido compacto, este tejido presenta una mayor resistencia ante la carga de compresión que ante cualquier otro tipo de carga. Esta resistencia de compresión varía entre 1,5 y 9,3 MPa y el módulo de Young entre 10 y 1,058 MPa [10]. La curva tensión-deformación para el hueso trabecular no exhibe una región lineal o un punto de fluencia bien definido. De esta manera, este tipo de tejido es tratado con frecuencia como un material elástico lineal, al cual se le calcula su módulo de elasticidad a partir de un ajuste de la curva lineal o polinomial de la porción inicial de la curva, mientras que el punto de fluencia se define mediante el método de la aplicación de una compensación del 0,2% [9].

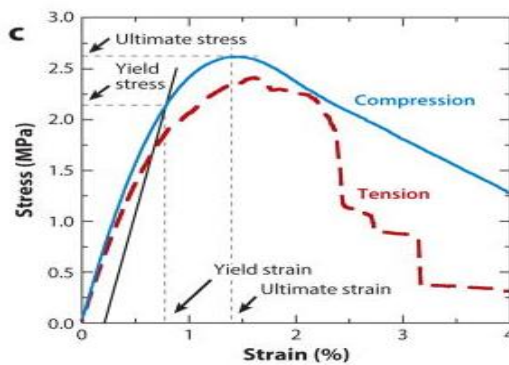


Figura 3. Curva esfuerzo deformación hueso trabecular - Fuente: [9]

### 1.3 Anatomía de la tibia

La tibia es el segundo hueso más largo del cuerpo y el más voluminoso de los dos que podemos encontrar en la pierna humana (tibia y peroné). Este hueso se articula en su parte superior o proximal con los cóndilos del fémur creando así la articulación de la rodilla, mientras que por su parte inferior o distal lo hace con el astrágalo donde descansa y forma la articulación del tobillo en conjunto con el peroné, con el cual está conectado con una densa membrana de fuertes fibras [11]. A diferencia del fémur, la tibia presenta una orientación vertical a lo largo de su eje, con la cual llegan a formar un ángulo obtuso con inclinación hacia el lado externo de la pierna en posición estática y bipodal. Igualmente, presenta una localización antero medial con respecto al eje de la pierna y está parcialmente paralela al peroné.

La tibia presenta una forma prismática triangular con tres caras y tres bordes (medial, lateral y posterior) a lo largo de su cuerpo y un ensanchamiento en sus dos extremos (Maléolos) para proporcionar una mayor área de contacto en la articulación y así transferir de mejor manera el peso [12], [13].

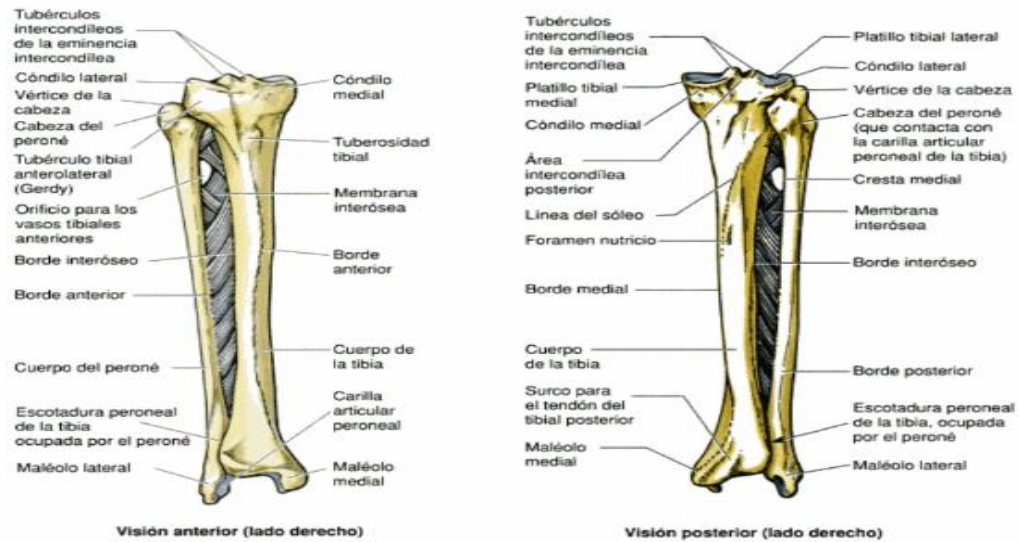


Figura 4. Partes de la tibia humana - Fuente: [14]

## 1.4 Fracturas óseas

Una fractura ósea se presenta en el momento en el que un hueso es sometido a una carga excesiva, que al superar la resistencia de este genera la discontinuidad del hueso y en ocasiones daños a algunas partes blandas del cuerpo [15]. Dentro de las fracturas ocasionadas en huesos largos, una de las más comunes es las ocurridas en la tibia [16]. Lo anterior, se debe en parte a la posición y altura que este hueso ocupa dentro del esqueleto ósea, ya que genera sobre este un considerable brazo de palanca producido por la cinética de un accidente que soporta todo el cuerpo cuando se generan aceleraciones y desaceleraciones bruscas o momentáneas.

La fractura ósea puede llegar a ser propiciada por la actuación de distintos tipos de esfuerzos como tensión, compresión, flexión, torsión y cizallamiento [17]. Según el tipo de esfuerzo que soporte un hueso se pueden generar distintos patrones de fractura, como se muestra a continuación:

### 1.4.1 Fracturas por tensión

En los casos en los que un hueso se encuentra sometido a tensión pura se genera una fractura transversal. Generalmente este tipo de fracturas es ocasionado en deportistas en los que contracciones musculares generan arrancamientos óseos [15].

### 1.4.2 Fracturas por Compresión

No es común que la diáfisis de un hueso se rompa al ser sometida por compresión pura, sin embargo, este tipo de fracturas ocurren con más frecuencia en los

extremos de los huesos largos o epífisis que poseen un tejido más esponjoso. Este tipo de fracturas genera un trazo oblicuo sobre el hueso [15].

### 1.4.3 Fracturas por flexión

Este es el mecanismo de fractura más frecuente en las ocurridas en los huesos largos, cuando se aplica este tipo de esfuerzo y se genera una fractura se genera un trazo en forma de “y”, generando 3 trozos y uno de ellos con una forma de cuña. La fractura se empieza a generar sobre las fibras del hueso que se encuentran sometidas a tensión y así se propaga hasta el eje neutro donde se generan dos trazos oblicuos invertidos, generando así el tercer fragmento óseo en forma triangular [15].

### 1.4.4 Fracturas por torsión

Este tipo de mecanismo de fractura se ve mucho más presente en la fractura de tibia y se produce en el momento en el que dos fuerzas de tracción son sometidas en torno al eje longitudinal del hueso. Genera una fractura en forma de espiral y puede llegar a abarcar una gran cantidad del hueso [15].

### 1.4.5 Fracturas por cizallamiento

Este tipo de esfuerzo se genera cuando dos zonas cercanas del hueso son sometidas por dos fuerzas en la misma dirección, pero en sentido opuesto y perpendiculares al eje del hueso. Se pueden llegar a generar desde un trazo transversal simple hasta un trazo complejo con la aparición de fragmentos y daño en tejidos blandos, dependiendo de la energía aplicada sobre el hueso [15].

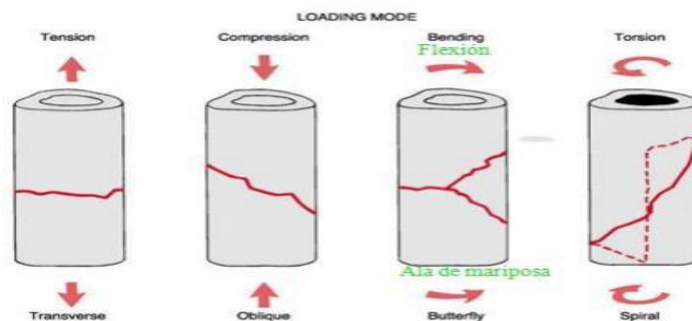


Figura 5. Tipo de fractura - Fuente: [15]

## 1.5 Tratamientos de fracturas

Para el tratamiento de las fracturas óseas existe una rama de la medicina llamada traumatología y ortopedia que se dedica al estudio, prevención y rehabilitación de toda clase de lesión presente en el sistema locomotor del cuerpo humano [18]. Los principales objetivos que se tienen en cuenta a la hora de abordar una fractura ósea

corresponden a los llamados las 3 R, siendo estas reducción, retención y recuperación [19].

## **1.6 Reducción ósea**

Una vez se produce una fractura ósea, los huesos tienden a desviarse debido a la tracción muscular que actúa sobre ellos. Es por esto que es de vital importancia realizar una reducción que nos permita reubicar los fragmentos desplazados en una posición de mayor contacto y en una parcial alineación. Esta reducción se puede llevar a cabo mediante un método manual o uno mecánico con la intervención de diferentes dispositivos [20]. Así mismo, la reducción puede ser estable si los fragmentos quedan enganchados, inestable si después de hacer las maniobras la fractura vuelve y se desplaza e imposible cuando llega a existir una interposición de partes blandas y se requiere un tratamiento quirúrgico de mismo modo que en la inestable [19].

Dentro de los métodos quirúrgicos que se utilizan para tratar reducciones inestables o imposibles podemos encontrar métodos de fijación interna (osteosíntesis) o métodos de fijación externa (osteotaxis), que son utilizados acorde al tipo de fractura que se desea tratar.

### **1.6.1 Métodos de fijación externa (osteotaxis)**

El método de fijación externa es un tipo de reducción que se caracteriza por el hecho de que está compuesto por un sistema de barras o barra que está situado fuera del organismo tratado. Este tipo de sistema está conectado a los fragmentos óseos mediante agujas o clavo transcutáneos. Este tipo de fijación tiene la ventaja de que es capaz de estabilizar rápidamente fracturas óseas con múltiples fragmentos, por lo que es la primera elección en el tratamiento inicial del paciente politraumatizado.

Del mismo modo, este sistema de consolidación ósea permite una reducción a foco cerrado y adaptaciones en todo momento de la elasticidad del montaje, favoreciendo la obtención de unas mejores condiciones biológicas para la recuperación de la fractura ósea. La principal desventaja de este tipo de montajes externos es el riesgo de infección a nivel de las agujas transcutáneas con la pérdida progresiva de su anclaje cuando no se sigue correctamente la técnica rigurosa de colocación de las agujas y de cuidados postoperatorios [18].

### **1.6.2 Métodos de fijación interna (Osteosíntesis)**

Este tipo de fijación requiere una exposición quirúrgica directa en el foco de la fractura que se desea tratar, así como la debida reducción e implantación directa de un elemento mecánico que actúa como puente para mantener la posición de los fragmentos. Los métodos de fijación interna tienen la ventaja de que generan una buena estabilidad de los fragmentos de la fractura, sin embargo, esta rigidez limita

el movimiento y por lo tanto la rápida formación de callo óseo en el foco de la fractura, generando una recuperación un poco más lenta [21]. Los dispositivos que se utilizan con más frecuencia en el tratamiento de fracturas internas son los siguientes:

- **Golillas y grapas:** Las golillas son elementos similares a arandelas que tienen la función de distribuir la fuerza que lleguen a ejercer los tornillos sobre el hueso en un área mayor, evitando una posible rotura sobre este [22]. Por otro lado, las grapas son dispositivos en forma de alambre con sus extremos en punta que se utilizan para unir dos elementos óseos situados generalmente en la zona articular de un hueso. Estas grapas pueden ser prefabricadas o pueden ser premoldeadas al momento de su debida utilización [23].
- **Agujas:** Las agujas de Kirschner son alambres de acero endurecido de distintos grosores y longitudes que tienen la función principal de estabilizar provisionalmente fragmentos óseos durante alguna cirugía. Sin embargo, en algunas ocasiones es utilizado para generar tracciones esqueléticas, pero estas no llegan a generar una buena estabilidad [20].
- **Alambres:** Los alambres delgados y maleables se utilizan normalmente como método de apoyo a otros métodos de fijación ósea y se suelen utilizar como cerclajes y bandas de tensión. Los cerclajes se colocan en forma de circunferencia alrededor del punto de fractura como medio de apoyo a clavos endomedulares, evitando demasiadas fuerzas tensionales en el punto crítico de la fractura. Las bandas de tensión se utilizan generalmente con agujas o tornillos y tienen la función de generar compresión inter fragmentaria utilizando la fuerza muscular que genera tracción en la parte proximal del hueso [21].
- **Clavos intramedulares:** Este tipo de clavos son un elemento diseñado para su colocación intramedular en huesos largos para la fijación de fracturas de la zona media de la diáfisis de fémur, tibia y húmero con una técnica cerrada y mínima exposición de tejidos blandos por vía anterógrada o retrógrada. Su funcionamiento se basa en el principio biomecánico de la inmovilización actuada como puente en fracturas muy conminutas con gran compromiso de tejidos blandos o en fracturas muy inestables. La consolidación se produce por la formación de callo perióstico y al existir cierto grado de movimiento se reduce el retardo o ausencia de ésta [21].
- **Tornillos:** Los tornillos son uno de los elementos de osteosíntesis más utilizados dentro de los tratamientos de fracturas óseas. Existen una gran variedad de ellos, aunque se pueden clasificar en tornillos de cortical y tornillos de esponjosa; los primeros tienen rosca o hilo a lo largo de toda su longitud y se suelen utilizar principalmente en la fijación de placas al hueso como en la unión de fragmentos óseos, siendo estos insertados de cortical a cortical. Los de esponjosa están diseñados para atravesar segmentos largos de hueso esponjoso, por lo que tienen

una rosca o hilo sólo en su parte distal y presentan unos filetes mucho más gruesos y espaciados [21].

- **Placas:** Las placas son elementos fabricados principalmente en acero inoxidable o titanio y son colocadas sobre la superficie del hueso afectado con ayuda de tornillos en algunos de los agujeros que estas pueden tener para unir fragmentos óseos de una fractura y generar una buena reducción. Estos elementos se usan con mayor frecuencia en fracturas de huesos largos como también en artrodesis de columna y muñeca.

Para la utilización en tratamientos de fracturas óseas se requiere de una incisión quirúrgica más amplia que la de otros tipos de fijación, además con la utilización de uno de estos elementos existe la posibilidad de alteración del flujo sanguíneo cortical debido al tamaño de la superficie en contacto y de la consolidación, pudiendo reproducirse la fractura al retirar la placa, por atrofia ósea. El funcionamiento de las placas óseas se basa en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén, a pesar de esto existen algunas placas con funcionamientos y diseños especiales [21].

- **Placas de compresión:** Este tipo de placas comprimen los extremos de la fractura y se suelen usar en la fijación de fracturas estables manteniendo la reducción y compresión a través de agujeros de diseño especial o por medio de la colocación excéntrica de los tornillos.

- **Placas de compresión dinámica (PCD):** Estas placas suelen ser una de las más utilizadas y son diseñadas para ejercer compresión axial sobre los fragmentos óseos, se identifican por la forma de sus agujeros ovalados para la inserción excéntrica de los tornillos cuyas paredes son biseladas hacia el piso. La zona más crítica de este tipo de placas es alrededor de los agujeros ya que es la única zona donde se pueden doblar.

- **Placas de compresión dinámica de bajo contacto o impacto (LCP):** Este tipo de placas es una variante de las PCD con la diferencia del corte en su superficie inferior, ya que se disminuye el área de contacto alrededor de los agujeros de los tornillos y entre estos, generando así una menor compresión placa-periostio y un mayor flujo capilar para mejorar el proceso de cicatrización.

- **Placas de reconstrucción maleables:** Estas placas son arrosariadas por los sacabocados entre los agujeros ovalados para permitir así una gran maleabilidad en los tres planos, adaptándose así a la forma y longitud requerida en superficies óseas complejas. Este tipo de placas se suelen utilizar principalmente en fracturas de pelvis, calcáneo y codo.

- **Placas de neutralización:** Estas placas son colocadas sobre el foco de fractura y están diseñadas para proteger la superficie de la fractura y a la vez transmitir las fuerzas de incurvación, torsión y carga axial.

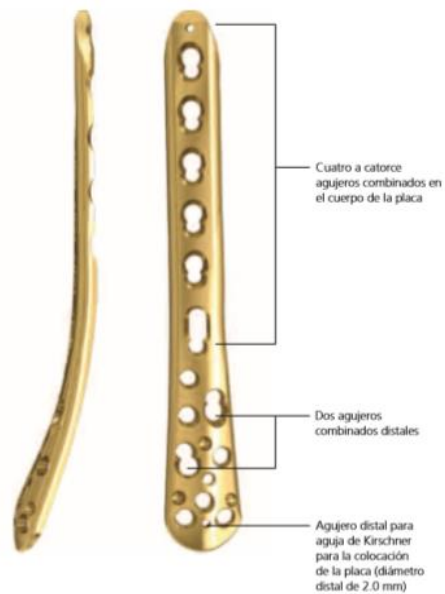
- **Placas de contención o sostén:** Se usan generalmente en fracturas de radio distal y platillos tibiales en fracturas inestables como soporte del hueso delgado cortical periarticular, frente a las fuerzas de compresión o de carga axial, impidiendo su colapso [21].

### 1.6.3 Placa LCP 3.5 mm para tibia distal medial

Este tipo de placa es utilizado en fracturas distales de tibia intraarticulares y extraarticulares para pequeños fragmentos, maneja la tecnología de placas LCP que garantizan un bloqueo de la placa al tornillo con un ángulo fijo, evitando así la compresión entre la placa y el hueso. Ahora bien, los agujeros que esta posee combinan el agujero de bloqueo con uno para la unidad de compresión dinámica (DCU) para garantizar una correcta compresión axial del hueso y la debida capacidad de bloqueo a lo largo de este tipo de placa. Las principales características de diseño de esta placa son las siguientes:

- Posee una geometría anatómica premoldeada con un perfil bajo que se adapta a la forma del hueso que se encuentra en el maléolo interno distal de la tibia humana.
- El cuerpo de la placa posee una geometría especial que busca disminuir el contacto directo entre la placa y el hueso, además de unos bordes redondeados que minimizan la irritación de las partes blandas en contacto.
- Los tornillos utilizados se asientan de una óptima manera dentro del agujero correspondiente para evitar la prominencia del tornillo sobre la placa.
- Este diseño de placa es fabricado en titanio o en acero inoxidable quirúrgico.

En esta placa es posible utilizar tornillos de cortical y de bloqueo de 3.5 mm, además de tornillos para hueso esponjoso de 4 mm respectivamente. Estos tornillos poseen longitudes variables ya que la zona donde se colocan generalmente es irregular [24]. La geometría que presenta esta placa se puede evidenciar a continuación:



*Figura 6. Placa de tibia distal medial - Fuente: [21]*

#### **1.6.4 Instalación placa LCP 3.5 mm de tibia distal medial**

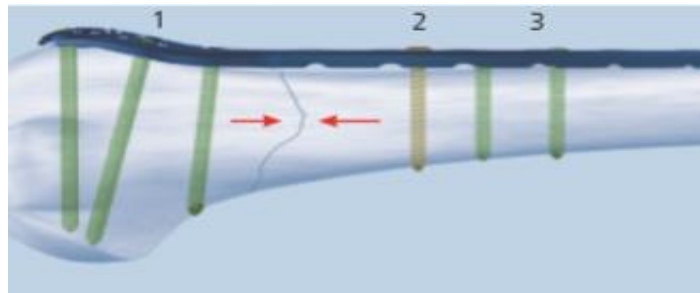
Inicialmente se realiza una evaluación radiográfica preoperatoria para así elaborar un plan preoperatorio y determinar debidamente la longitud de la placa y los instrumentos con los que se llevará a cabo la intervención quirúrgica. Una vez se cuenta con la placa correcta para el tratamiento, se debe hacer un abordaje percutáneo sobre el paciente, realizando una incisión para acceder al maléolo interno o medial de la tibia y que así sea posible deslizar la placa por debajo de las partes blandas de la zona tratada para que posteriormente sea centrada sobre dicho maléolo.



*Figura 7. Inserción placa de tibia distal - Fuente: [21]*

Después de la inserción de la placa se comprueba la posición y alineación de esta con respecto al hueso con ayuda del intensificador de imágenes y realizar los respectivos ajustes que se lleguen a considerar necesarios antes de la colocación de los tornillos. Según la técnica quirúrgica de placas de compresión de bloqueo (LCP), se aconseja utilizar inicialmente tornillos de bloqueo para ajustar los

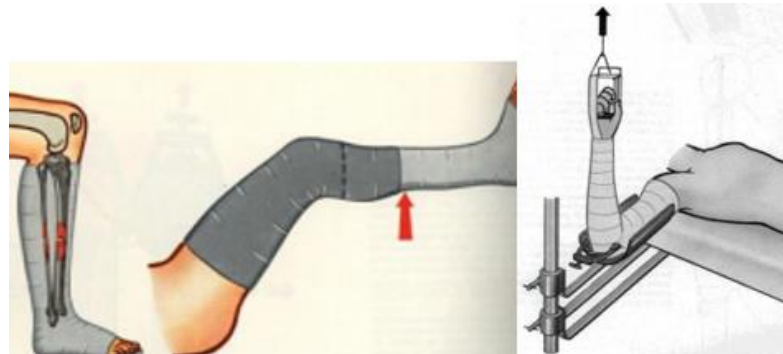
fragmentos epifisarios o metafisarios de la fractura, además de utilizar tornillos estándar seguidamente del punto de fractura para aplicar compresión dinámica sobre el hueso y generar así una correcta reducción ósea. Finalmente, se recomienda introducir tornillos de bloqueo adicionales en el fragmento diafisario para mejorar la estabilidad de la placa y disminuir la presión entre esta y el hueso [25].



*Figura 8. Colocación correcta de tornillos - Fuente: [22]*

## 1.7 Retención o inmovilización

En la actualidad para realizar una inmovilización se utiliza principalmente la aplicación de un vendaje enyesado que cubre la zona de la fractura y generalmente las dos articulaciones vecinas para así garantizar una inmovilización completa o parcial de esta. En algunas ocasiones no basta con el yeso inmovilizador, sino que se requiere de un sistema que nos proporcione una tracción continua que llegue a vencer el tono muscular hasta que se efectúe una consolidación ósea.



*Figura 9. Mecanismos de retención e inmovilización - Fuente: [19]*

## 1.8 La marcha humana

La marcha es una actividad cíclica que está compuesta por varios ciclos sucesivos, un ciclo de marcha se presenta desde el momento en que el talón de una pierna toca el suelo hasta que se vuelve a realizar el mismo contacto con la misma pierna. Por otro lado, el ciclo está conformado por dos etapas, la primera es la fase de apoyo (stance phase), la cual inicia en el momento en que los dedos del pie tocan el suelo, una de las características que presenta es que su duración es alrededor

del 60% del porcentaje total del ciclo. En cuanto a la fase de balanceo (swing phase), esta inicia cuando la pierna está en el aire y avanza a la posición del siguiente contacto del talón. Dicha etapa tiene presente una duración del balanceo de acuerdo a la literatura del 40% del total de la marcha [26].

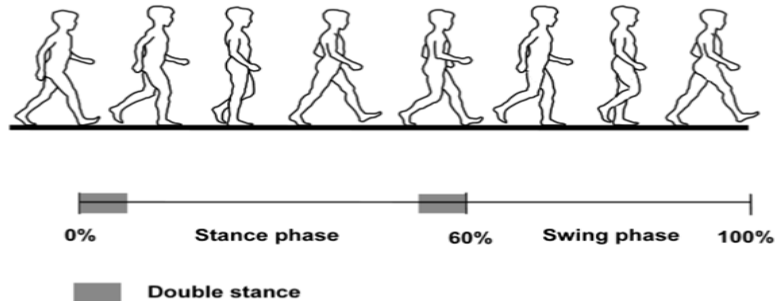


Figura 10. Fases de la marcha - Fuente: [26]

La autora V Pulido, establece que algunos de los momentos más importantes para las dos etapas son [14]:

- Etapa de apoyo
  - Contacto del talón
  - Apoyo plantar
  - Apoyo medio
  - Elevación del talón
  - Despegue del pie
- Etapa de balanceo
  - Aceleración
  - Balanceo medio
  - Desaceleración

Por otro parte, tal como se observa en la figura 11, existe un momento durante el ciclo de marcha en el que las dos piernas están en contacto con el suelo (Double stance), es este doble apoyo el que hace la principal diferencia entre la actividad de caminar y el correr. La duración de este apoyo doble es de alrededor del 10% del ciclo total de la marcha. No obstante, durante la marcha también ocurre el apoyo simple el cual se presenta en el momento en que un pie está en contacto con el suelo y el otro está balanceándose por el aire [14].



Figura 11. Tipos de apoyo durante la marcha - Fuente: [14]

## 1.9 Antecedentes de estudios realizados

Alrededor de las placas de tibia distales se han desarrollado diversos estudios para revisar el comportamiento que tiene bajo ciertas condiciones de carga. Los autores A. Vio, V. Karthik [27], realizaron un estudio empleando el método de elementos finitos para determinar el comportamiento que presentan 3 casos específicos de una tibia humana (tibia en condiciones normales, tibia fracturada, tibia fracturada con placa distal) bajo la acción del peso (600N). Luego de obtener los resultados, los autores observaron que el esfuerzo de Von Mises más elevado era el que se obtenía en la tibia con fractura (3.81 MPa), ya que, para la tibia con la placa distal y la tibia en condiciones normales los valores fueron de 0,0014 MPa y 1,99 MPa respectivamente. luego de la simulación y la obtención de los resultados concluyeron que la placa diseñada era funcional para la recuperación de una persona con fractura, ya que los esfuerzos eran bajos.

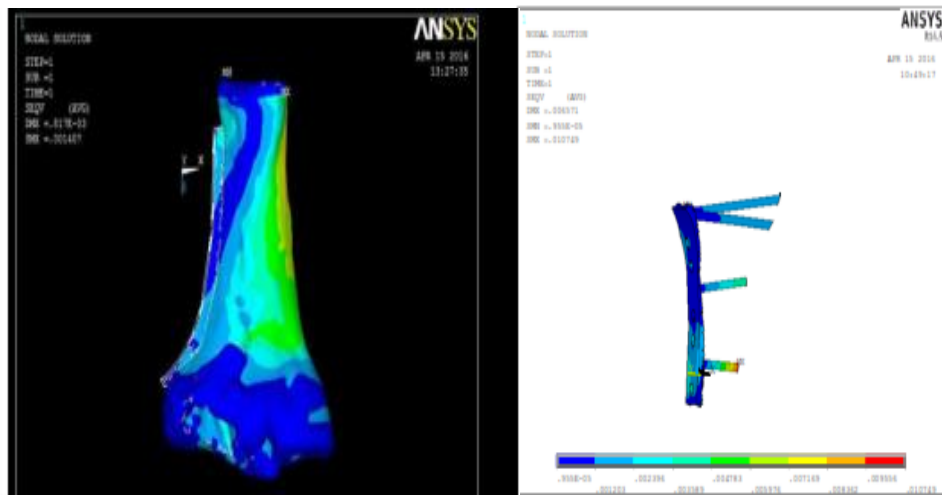


Figura 12. Estudio bajo diferentes estados de tibia - Fuente: [27]

En la investigación realizada por Y. Cao, Y. Zhang y X. Huang [28], estudiaron el comportamiento que presenta variar la cantidad de perforaciones (14, 12 y 10) y la ubicación de los tornillos a lo largo de una placa distal implantada en una tibia con fractura para una persona de 35 años con un peso de 70 kg. Adicionalmente, los autores realizaron estas variaciones para una tibia con fíbula y sin fíbula, así mismo, la placa fue ensamblada en la parte lateral o medial. Dicha investigación concluyó que las placas que presentaban mayor estabilidad eran las placas de 14 y 12 agujeros ubicadas en la parte medial y lateral de la tibia, respectivamente. Por otro lado, se observó que los esfuerzos fueron mayores cuando la placa distal fue posicionada en el lado medial que en el lateral, lo cual indica que implantar la placa en el lado medial tendrá mayor riesgo a la fractura.

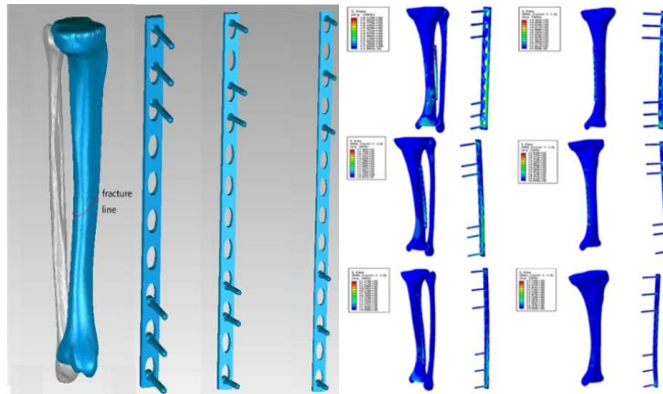


Figura 13. Estudio con diferentes modelos de placa y ubicación de tornillos - Fuente: [28]

El trabajo realizado por V. Pulido [14] muestra la simulación mediante elementos finitos a una tibia humana durante la marcha, evaluando los estados de carga en condiciones normales y durante el ciclo de pasos cruzados. Por otro lado, las condiciones de frontera (cargas) empleadas para la simulación fueron obtenidas del estudio in vitro de la tibia durante la marcha humana durante actividades diarias, tales como subir escaleras, caminar, entre otros. Adicionalmente, el autor concluyó que a pesar de los dos casos de estudio analizados la tibia no presentaba muchas diferencias debido a que las cargas eran similares y los sujetos no presentaban ninguna patología. Sin embargo, es más propenso a sufrir una fractura cuando el sujeto tiene una marcha cruzada, ya que se produce una estabilidad menor, por lo tanto, produce una mala distribución de la carga.

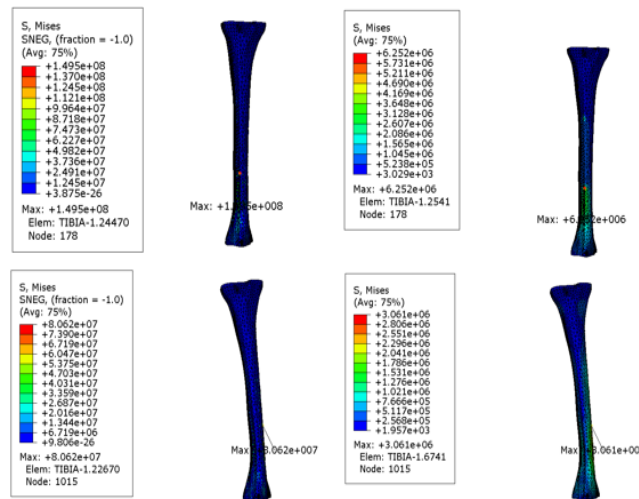


Figura 14. Análisis en tibia durante la marcha - Fuente: [14]

Los autores S. Park, S. Lee, J. Yoon, S. Chae [29], realizaron un estudio para determinar el efecto que se produce en la rodilla y el tobillo debido a las cargas que se producen durante de la marcha. Adicionalmente, se usó el método de elementos finitos para un modelo de cuerpo rígido, y las condiciones de frontera empleadas (cargas) fueron obtenidas del análisis dinámico durante la marcha humana. Por otro

lado, los autores evaluaron las fuerzas de 3 puntos críticos durante la marcha (figura 15) obteniendo que los esfuerzos más altos se obtienen cuando se encuentra en el tercer punto crítico de la marcha (2nd peak), ya que en el tobillo se tuvo un esfuerzo de 8,8 MPa y de 6,2 MPa en la rodilla.

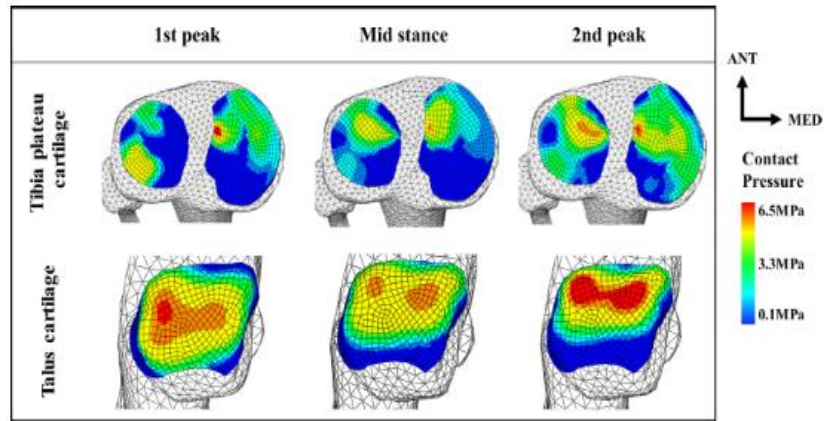


Figura 15. Cargas en la rodilla durante la marcha - Fuente: [29]

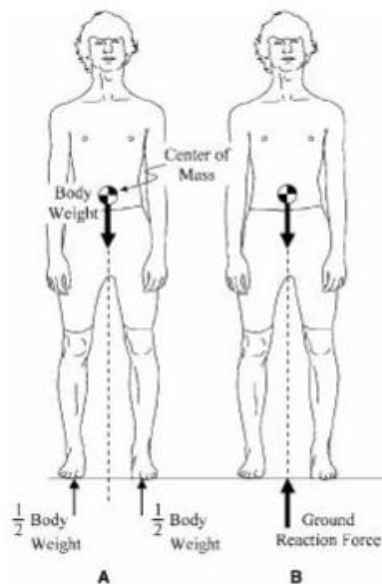
## 2. CARGAS SOPORTADAS EN LA TIBIA BAJO CONDICIONES ESTÁTICAS Y DINÁMICAS

En este capítulo se explicarán los diversos estados de carga en una tibia humana durante una posición bipodal erguida y el ciclo de marcha, cabe recalcar que estos estados son los que nos permitirán definir las condiciones de frontera para la simulación. Por otro lado, se hará una referencia a estados de carga estáticos y dinámicos, sin embargo, en el caso del ultimo, la simulación no será dinámica, puesto que solo se estudiará un instante de tiempo del análisis dinámico in vivo, simplificando de esta forma el análisis por elementos finitos.

El actual trabajo de grado tendrá en cuenta cuatro casos de estudio para la tibia, los cuales son; La marcha humana (Figura 10), el ascenso y descenso de escaleras (Figura 19), y postura bipodal (Figura 16). Cada una de las cargas para cada estado será explicado a continuación.

### 2.1 Estados de carga en la tibia para postura bipodal

A diferencia del caso de la marcha humana o del ascenso y descenso de escaleras, el análisis de cargas de la postura bípeda erguida (Figura 16) es uno de los más sencillos a la hora de estudiar, debido a que la carga que soporta cada tibia corresponde a la mitad del peso, la cual se aplica uniformemente distribuida sobre las superficies de contacto entre la tibia y el fémur [30], [31],[32]. Teniendo en cuenta lo anterior, el peso total será de 677,9 N (69,1 kg), por lo tanto, la carga total compresiva sobre una tibia es de 338,9N la cual se aplica sobre el cóndilo lateral y medial en un porcentaje del 39% y 61% de la carga total (figura 21), respectivamente.

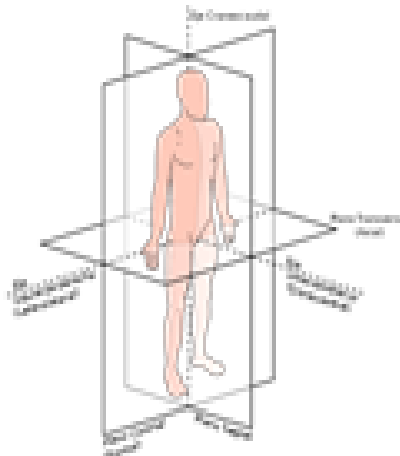


**Figura 16.** (A) Fuerzas de reacción sobre cada pierna, (B) fuerza de reacción resultante, igual al valor del peso del sujeto - Fuente: [32]

## 2.2 Estados de carga en la tibia durante la marcha en superficie llana

Debido a que la tibia se encuentra destinada a soportar la carga del peso, esta presenta diversos estados de carga producto de los movimientos que realiza una persona durante sus actividades diarias, tales como; subir y bajar escaleras, caminar, correr, entre otros. Es por tal motivo que para analizar los estados de carga de una tibia es primordial identificar las cargas a las que se ve sometida durante los ciclos de marcha para cada una de esas actividades. Por otro lado, para el estudio del cuerpo humano es común emplear 3 planos ortogonales de referencia (figura 17), los cuales son:

- Plano frontal: Es aquel que divide el cuerpo humano en la mitad anterior y mitad poster [14], [33]
- Plano transversal: Este plano conocido también como horizontal o coronal es aquel que divide el cuerpo en mitad inferior y mitad superior [14], [33]
- Plano sagital: este plano tiene la característica de dividir al cuerpo en mitad derecha y mitad izquierda [14], [33].

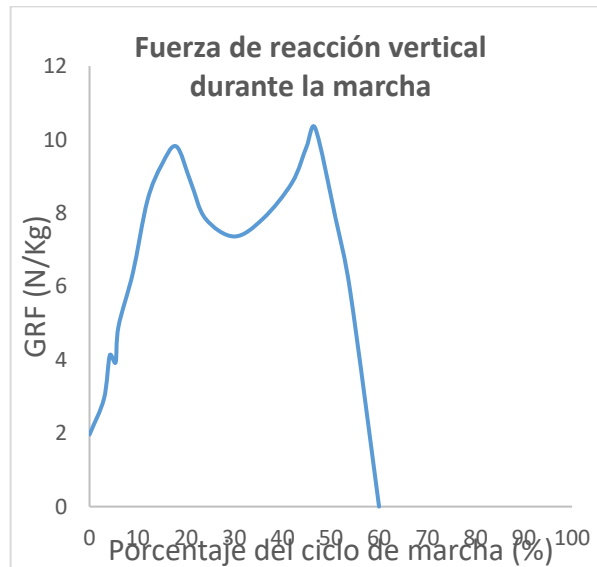


*Figura 17. Planos ortogonales de referencia - Fuente: [14].*

En los últimos años se han desarrollado diversos estudios in vivo para determinar con ayuda de herramientas computacionales cuales son los estados de carga a los que se encuentra sometida la rodilla o la tibia durante los porcentajes del ciclo de marcha, mostrando como resultado el valor de las cargas externas (fuerza de reacción y el peso) e internas (carga de cadera, rodilla o talón) [32]. Estos estudios han permitido realizar simulaciones que han concluido en mejoras para los diseños de implantes y prótesis.

El segundo caso seleccionado es la marcha bajo condiciones normales, tal como se mencionó previamente, este está conformado por dos etapas; la fase de apoyo (stance phase) y de balanceo (swing phase) [14], sin embargo, cabe recalcar que es durante la primera que la pierna tiene cargas externas (fuerza de reacción vertical

- ground reaction force) e internas (momentos en la cadera, rodilla y tobillo) [34]. Por otro lado, para realizar la simulación mediante el método de elementos finitos lo primero que se define son las fuerzas de reacción de suelo con respecto del porcentaje de marcha (Gráfica 1). Esto se realiza con el objetivo de determinar el pico máximo durante la marcha, para posteriormente determinar los ángulos de flexión para la rodilla y el tobillo correspondientes para dicho porcentaje (Gráfica 2).



Gráfica 1. Fuerza de reacción vertical vs porcentaje de la marcha - Fuente: [35]

Tal como se observa en la figura 18, el pico máximo se encuentra alrededor del 47% obteniendo una fuerza normalizada de 10,3 N/Kg, por lo tanto, para convertir este valor en la fuerza de reacción vertical es necesario usar la ecuación (1) propuesta en el artículo *Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques*, de esta forma se consigue como resultado una fuerza de 711,7N. Por otro lado, y teniendo en cuenta el porcentaje de marcha anterior se determina el ángulo de flexión para la cadera (-5,3°), rodilla (7°) y tobillo (8,8°), a partir de la figura 18.

(1)

$$X = \frac{Xa}{m}$$

(2)

$$Xa = X * m$$

Donde;

$X = \text{Fuerza de reacción vertical normalizado } \left( \frac{N}{Kg} \right)$

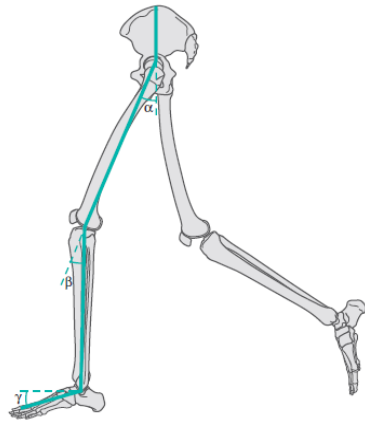
$Xa = \text{Fuerza de reacción vertical sobre el pie (N)}$

$m = \text{Masa promedio de las personas analizadas (Kg)}$

Reemplazando los valores en la ecuación (2):

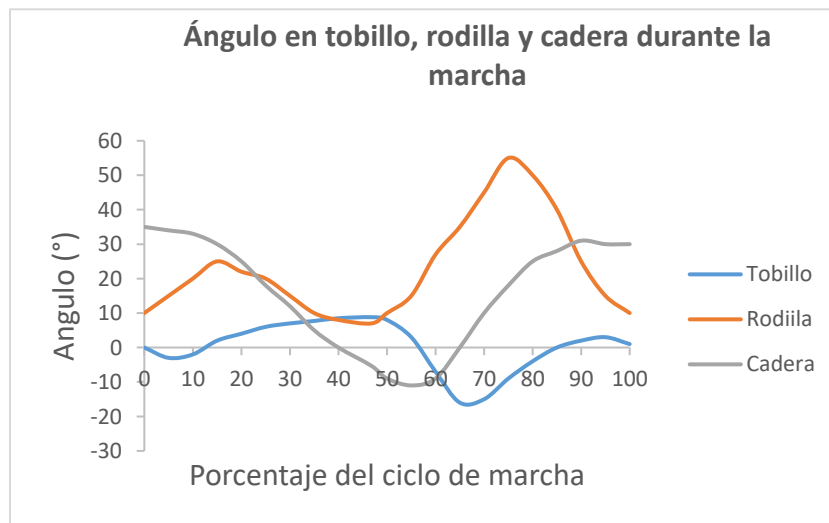
$$Xa = 10,3 \left( \frac{N}{Kg} \right) * 69,1 Kg \quad (3)$$

$$Xa = 711,7 N \quad (4)$$



Los ángulos presentados en la articulación de la cadera, rodilla y tobillo a lo largo del ciclo de la marcha en superficie plana y en ascenso y descenso de escalones son tomados a partir de las posiciones de referencia demostradas en la figura 18.

Figura 18. Ángulos en la pierna - Fuente: [36]



Gráfica 2. Ángulos en la rodilla, cadera y tobillo con respecto al porcentaje de marcha - Fuente: [36]

### 2.3 Estados de carga en la tibia durante el ascenso y descenso de escaleras

Tal como se mencionó previamente, la tibia suele tener diversos estados de carga durante las actividades cotidianas, sin embargo a lo largo de diversos estudios in vivo se ha observado que durante el ascenso y descenso de escaleras, la rodilla suele tener un incremento en las cargas [37]. En el estudio realizado por X. Karek, N. Tyler [37], se puede observar las fases que se presentan en el ascenso de escaleras además de la carga externa que se ejerce a lo largo del ciclo de marcha (figura 19). Por otro lado, al igual que en el ciclo de marcha bajo condiciones normales, el ascenso y descenso de escaleras presentan las dos mismas etapas, las cuales corresponden a la fase de apoyo y la fase de balanceo.

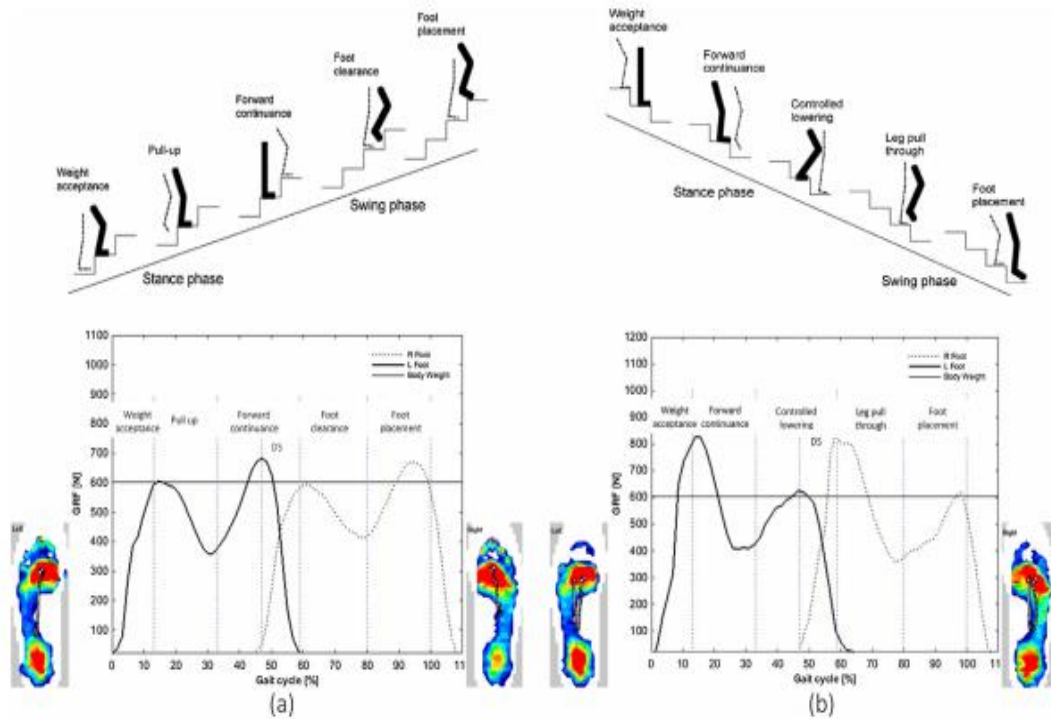


Figura 19. Fuerza de reacción vertical durante el ascenso y descenso de escaleras - Fuente: [37]

En el estudio realizado por A. Hammond, L. Hatfield (figura 20) [34], se puede observar las cargas internas obtenidas mediante el tratamiento de datos que se le realizó a un análisis in vivo, adicionalmente, en esta investigación se aprecia un ejemplo del estudio cinemático (ángulos de la pierna durante la marcha) así como del estudio dinámico (momentos internos en la pierna durante la marcha).

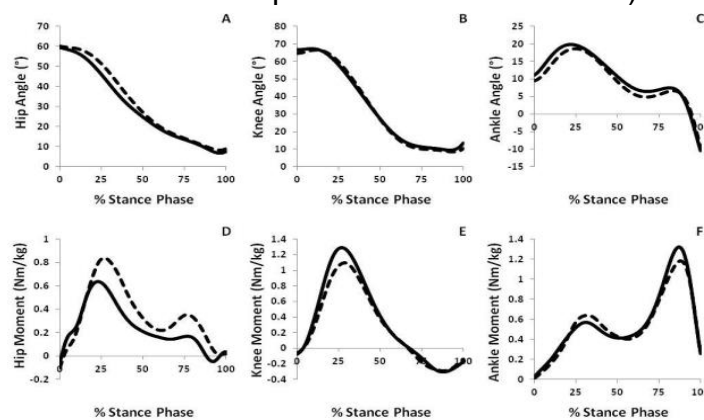
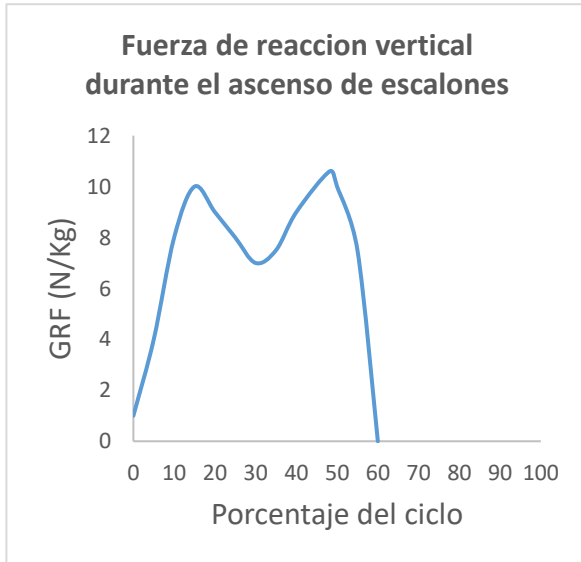


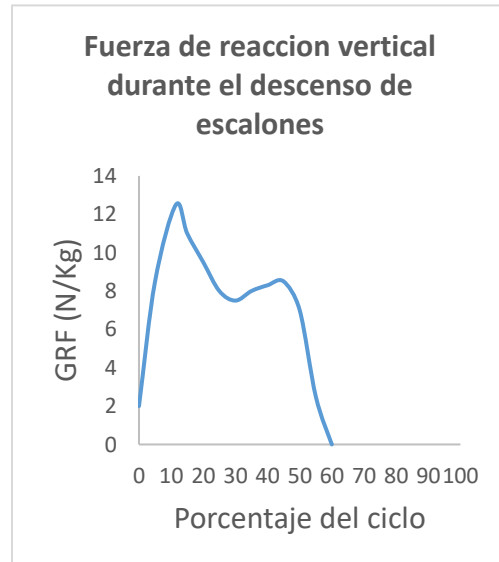
Figura 20. Estudio cinemático y dinámico de la pierna - Fuente: [34]

Al igual que en el caso anterior, para realizar la simulación durante el ascenso y descenso de escaleras lo primero que se determina es la mayor fuerza de reacción vertical para cada uno de los casos. Para llevar a cabo esto se tomó en cuenta el estudio realizado por C. A. Hammond, G. L. Hatfield, M. K. Gilbart [38]. Tal como se

observa en la (Gráfica 3 y 4), para el ascenso se tiene un fuerza de reacción vertical normalizada de 10,6 N/kg, para un de porcentaje de marcha correspondiente al 48%. Por otro lado, para el caso del descenso se obtiene una fuerza de reacción normalizada de 12,5 N/kg, correspondiente al 11,5 % del ciclo de marcha.



**Gráfica 3.** Reacción vertical del piso durante ascenso de escalones - Fuente: : [38]



**Gráfica 4.** Reacción vertical del piso durante descenso de escalones – Fuente: [38]

Para el caso del ascenso de escalones tenemos una fuerza normalizada de 10,3 N/Kg y reemplazando en la ecuación (2), obtenemos una fuerza de reacción vertical de 732,5 N.

Reemplazando los valores en la ecuación (2):

$$Xa = 10,6 \left( \frac{N}{Kg} \right) * 69,1 (Kg) \tag{5}$$

$$Xa = 732,5 N \tag{6}$$

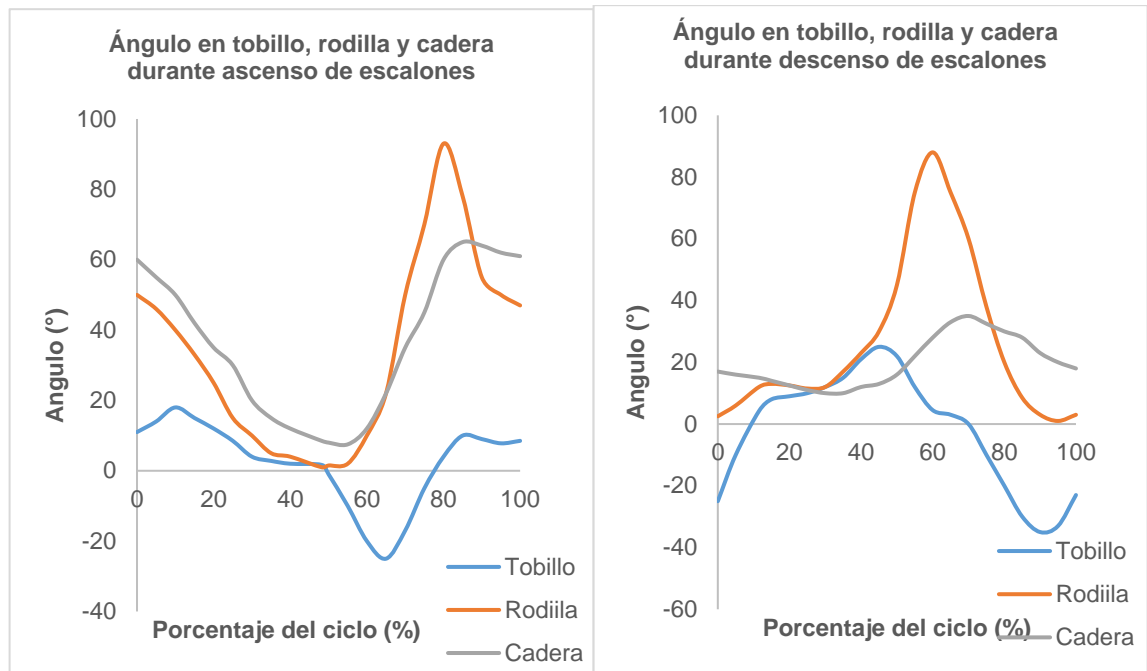
De igual forma, en el caso de descenso de escalones tenemos una fuerza normalizada de 12,5 N/Kg y reemplazando en la ecuación (2), obtenemos una fuerza de reacción vertical de 863,7 N.

Reemplazando los valores en la ecuación (2):

$$Xa = 12,5 \left( \frac{N}{Kg} \right) * 69,1 (Kg) \tag{7}$$

$$Xa = 863,7 N \tag{8}$$

Luego de haber determinado tanto el porcentaje de marcha correspondiente para los dos casos y su respectiva fuerza máxima de reacción, es necesario determinar los ángulos presentes en la cadera, rodilla y tobillo, encontrando de esta forma que el ángulo durante el ascenso para estas articulaciones corresponde a 8,5°, 1° y 1,6° respectivamente para un porcentaje del ciclo de marcha de 48%, mientras que para el descenso estos mismos tienen un valor de 15°, 12° y 4,2° para un porcentaje del ciclo de marcha de 11,5% como se puede observar (Gráfica 5 y 6).



**Gráfica 5.** Ángulo cadera, rodilla y tobillo durante ascenso de escalones - **Fuente:** [38]

**Gráfica 6.** Angulo cadera, rodilla y tobillo durante descenso de escalones - **Fuente:** [38]

Por último, se determina el punto de contacto de la planta del pie y el suelo de acuerdo a la posición obtenida en la pierna durante el porcentaje de marcha para el cual se presenta una fuerza de reacción vertical máxima como se observa en la Tabla 1.



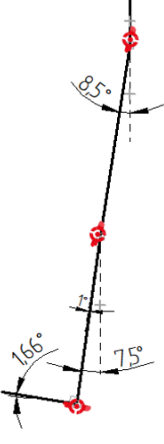
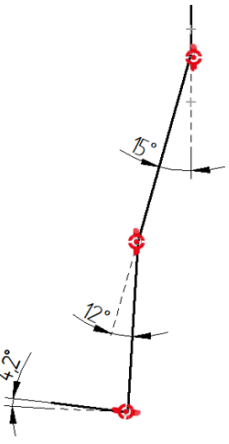
Estático y en postura bipodal	Marcha normal 46,8% del ciclo de marcha	Ascenso de escalones 48,2% del ciclo de marcha	Descenso de escalones 11,5% del ciclo de marcha
			

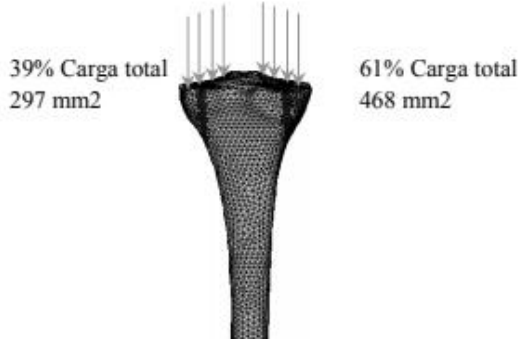
Tabla 1. Posición de la pierna durante el porcentaje de marcha crítico - Fuente: Autor

En conclusión, se realizarán cuatro modelos en este estudio, el primero será bajo una situación estática como lo es la posición bipodal erguida, en el cual se aplicará una carga vertical compresiva de 338,9 N sobre la meseta tibial, justo la mitad del peso del sujeto a analizar. En los modelos de marcha sobre superficie llana y escalonada se estableció un momento del ciclo de estos movimientos para el cual se generará la mayor fuerza de reacción vertical del piso contra la suela del pie, seguidamente, se establecieron los ángulos presentes en la rodilla y tobillo durante dichos instantes a analizar para cada una de las situaciones. En el modelo de marcha sobre superficie llana se estableció una carga de 711,7 N, en el de ascenso de escalones se aplicó una carga de 732,4 N y por último en el caso de descenso de escalones una carga de 863,7 N en dirección vertical. Los ángulos de la rodilla y el tobillo se muestran para cada uno de los casos en la tabla 1.

## 2.4 Área de contacto tibia-fémur

Diversos autores encontraron que para simular la carga compresiva ejercida sobre la rodilla en un adulto durante el estado de marcha o de fase de apoyo para una sola extremidad era necesario tener en cuenta que la carga se distribuya uniformemente en las áreas de contacto de la tibia con el fémur [30], [31]. Los autores Kettle Kamp y Jacobs [31], [39], determinaron que las áreas de contacto varían desde 250 hasta 670 mm<sup>2</sup> para el cóndilo medial, mientras que para el cóndilo lateral varían desde 170 hasta 510 mm<sup>2</sup> [40]. Por otro lado, teniendo en cuenta tanto lo anterior como que en simulaciones realizadas por diversos autores se emplearon como áreas de contacto, 297 mm<sup>2</sup> (39% de la carga total) para el

cóndilo lateral y 468 mm<sup>2</sup> (61% de la carga total) en el cóndilo medial (figura 21). En el presente artículo se emplearán los mismos porcentajes de carga con el objetivo de obtener resultados confiables y comparables con respecto a otros artículos.



**Figura 21.** Condiciones de frontera sobre la tibia humana - Fuente: [31]

### 3. CONSTRUCCIÓN DEL MODELO 3D PLACA-HUESO

Para ser posible el estudio del comportamiento de la placa LCP, fue necesario reconstruir el modelo 3D de la pierna derecha (tibia, peroné, pie) con una fractura en la zona distal metafisaria de la tibia. Luego, se modeló la placa y tornillos a partir de un implante con el que se contaba físicamente. Finalmente se ensamblaron los anteriores componentes de acuerdo a las indicaciones y recomendaciones de la ficha técnica de este tipo de implantes.

#### 3.1 Modelado de la Pierna

El modelo 3D de la pierna derecha fue obtenido vía internet a través de la página Grabcad Community distribuido por la autora Claudia Soria, ya que poseía una geometría bastante cercana a lo que se esperaba anatómicamente. No obstante, dicho modelo estaba construido a través de superficies con bastantes inconsistencias, especialmente entre las zonas de contacto de las distintas partes del ensamble, además de un incorrecto dimensionamiento de los componentes para el estudio a realizar.

Es por esto que inicialmente se recurrió al tratamiento de superficies, donde se cambiaron varias zonas de la geometría con irregularidades por unas más uniformes y acordes al modelo, además se añadieron algunas en lugares donde no existían y generaban discontinuidades en el conjunto. Una vez se contó con buenas superficies en las partes del modelo, se obtuvieron partes sólidas de estas.

Una vez se obtuvo el modelo completo de la pierna, se consultó en literatura especializada la altura y peso promedio de un hombre adulto colombiano, obteniendo un resultado de 168,8 cm y 69,1 Kg respectivamente como se muestra en la tabla 2. Una vez obtenidos estos datos se utilizó la ecuación (9) en la que se relaciona la altura de un sujeto con la longitud de la tibia, obteniendo así, un valor del tamaño de 37,64 cm para el caso expuesto y lograr así el correcto dimensionamiento del modelo óseo planteado como se evidencia en la figura 23 [41].



*Figura 22. Modelo CAD pierna derecha – Fuente: Autor*

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA		INSTITUTO DE SEGUROS SOCIALES			
PARÁMETROS ANTROPOMETRICOS DE LA POBLACIÓN LABORAL COLOMBIANA					
SEXO: MASCULINO		CÓDIGO: TG 02		UNIDAD: cm	
VARIABLE: ALTURA ESTATURA					
GRUPOS DE EDAD AÑOS					
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	152,6	144,0	151,5	148,8	144,0
Cuartil 1	166,1	164,6	163,3	161,1	164,6
<b>Media</b>	170,1	168,9	167,3	165,6	<b>168,8</b>
Cuartil 3	173,7	173,7	171,6	170,8	173,3
Máximo	194,5	185,0	182,8	185,4	194,5
Desv, Tip,	6,5	6,3	5,9	7,1	6,5
Err, Est, M	0,3	0,3	0,4	0,7	0,2

Tabla 2. Altura del género masculino adulto – Fuente: [41]

Ecuación para determinar la longitud de la tibia a partir de la talla de la persona

$$T = ((2,72)(LMT)) + 66,42 \quad (9)$$

Donde;

$T = Talla (cm)$

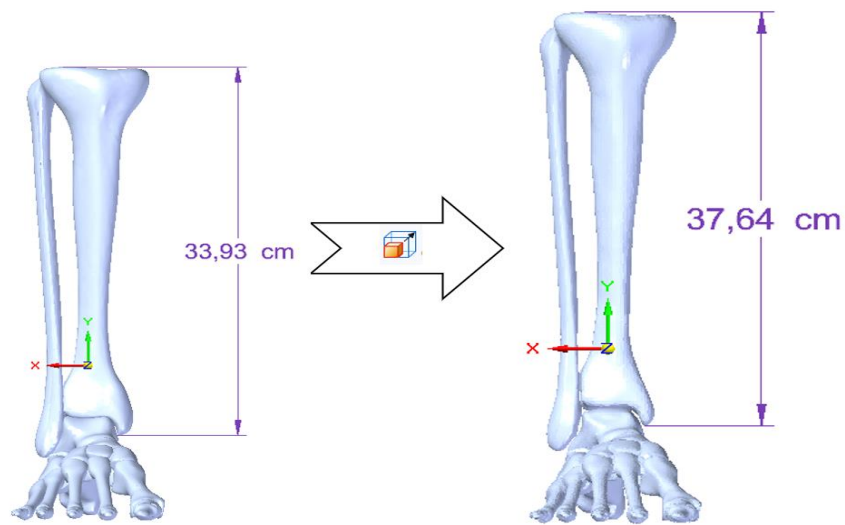
$LMT = Longitud de la tibia (cm)$

Despejando  $LMT$ :

$$LMT = \frac{(T - 66,42)}{2,72} \quad (10)$$

$$LMT = \frac{(168,8 (cm) - 66,42)}{2,72} \quad (11)$$

$$LMT = 37,64 cm \quad (12)$$

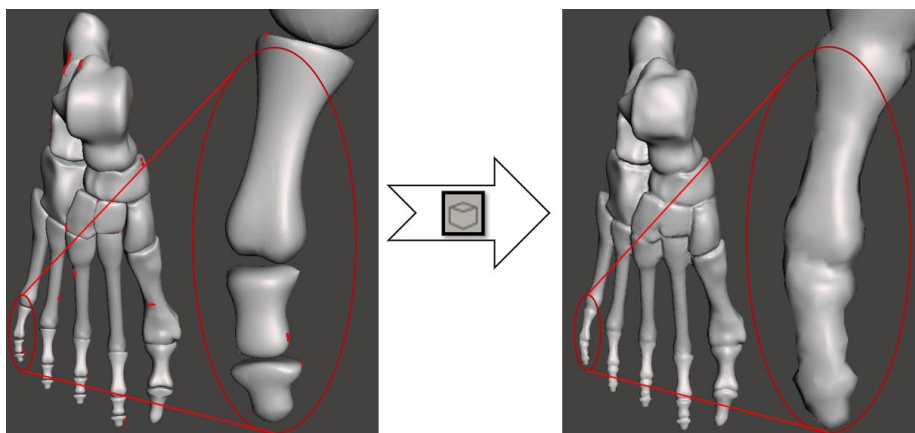


**Figura 23.** Tibia escalada – Fuente: Autor

Este modelo 3D es un conjunto de ensamble conformado por la tibia, el peroné y los distintos huesos que conforman el pie, los cuales fueron tratados de una manera distinta debido al papel que desempeñan dentro del estudio.

### 3.1.1 Modelado del pie

Debido a que el pie está conformado por una gran variedad de huesos, el tomarlos todos como un ensamble dificultaría y aumentaría los recursos computacionales necesarios para el estudio realizado, por lo que los componentes óseos del pie se solidificaron como una sola parte con ayuda del software Meshmixer, el cual posee una herramienta que identifica componentes alejados en un modelo e intenta unificarlos de la manera más óptima.



**Figura 24.** Pie como única pieza sólida – Fuente: Autor

Una desventaja de este proceso es que se generó un nuevo mallado del modelo en el que, si se desea obtener una aceptable fluidez en su utilización en el estudio, se debe sacrificar un poco la geometría fina con la que inicialmente contaba.

Por otra parte, la superficie superior del pie (astrágalo) que se encuentra en contacto con la superficie distal inferior de la tibia generó interferencias en el ensamble, por lo que se buscó moldear un poco esta pequeña superficie para que se acercara un poco más a su posición anatómicamente correcta.

### 3.1.2 Modelado del Peroné

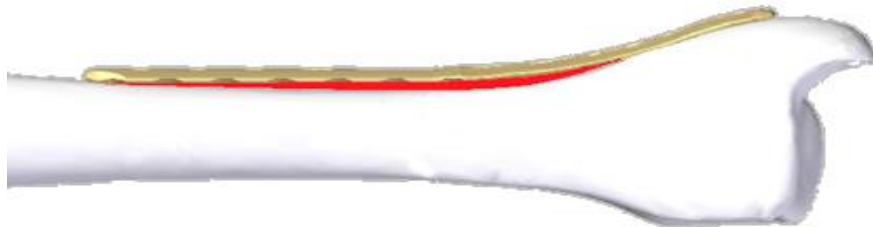
A este cuerpo, una vez se le realizó el dimensionamiento correcto y se conformó como una pieza sólida no se le agregaron ajustes geométricos, sino que se mantuvo de acuerdo al diseño real, debido que no presentó problemas durante su ensamble.



*Figura 25. Modelo de Peroné – Fuente: Autor*

### 3.1.3 Modelado de la Tibia

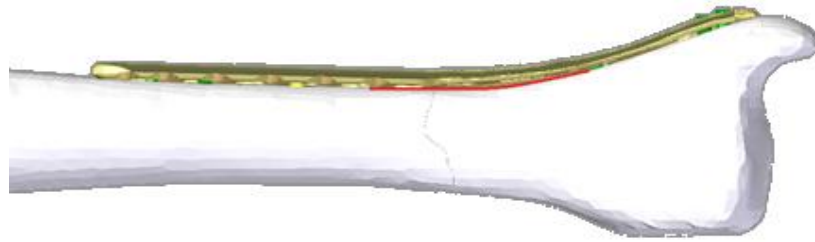
Una vez se contó con el dimensionamiento correcto de la tibia, se presentó un inconveniente al momento de realizar el ensamble de esta con la placa de tibia distal, ya que debido a la geometría tanto del hueso como de la placa no era posible generar un buen acercamiento de estas dos partes como se muestra en la figura 26.



*Figura 26. Modelo de tibia inicial - Fuente: Autor*

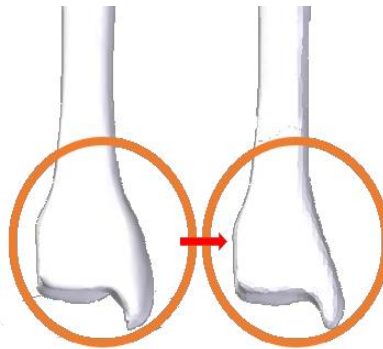
Fue por eso que se tomó la decisión de moldear un poco el maléolo medial (tobillo) de la tibia para que así se logrará un mayor acercamiento de la superficie inferior de la placa con el hueso. Esto se llevó a cabo con la ayuda de la herramienta de “esculpir” del software Meshmixer (Software libre), que permite moldear manualmente un modelo como si se tratase de una escultura o un trozo de plastilina. Este proceso se ejecutó mediante pequeñas modificaciones sucesivas en el modelo del hueso para observar los cambios (positivos o negativos) en el ensamble bajo

prueba y error, hasta obtener una superficie que fuese favorable para el estudio y que igualmente no se alejara demasiado de la geometría anatómicamente correcta.



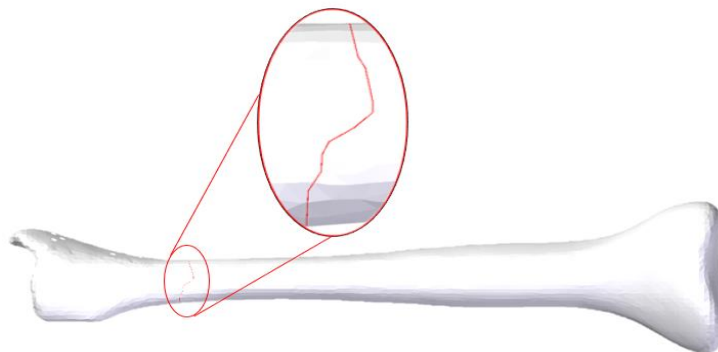
*Figura 27. Modelo de tibia modificado - Fuente: Autor*

Para que el ensamble placa–tibia quedará con el mayor acercamiento posible se tuvo que cambiar la geometría ósea original a la mostrada en la figura 28.



*Figura 28. Cambio geométrico en tibia – Fuente: Autor*

Una vez se contó con la geometría correcta de la tibia modificada, se procedió a realizarle una fractura parcialmente transversal y oblicua que respondiera a el patrón de fractura provocada por flexión, sin que existiera un tercer fragmento de hueso para facilitar el estudio. Además, la fractura se localizó en la zona metafisaria distal de la tibia con el objetivo de quedar cerca a la mitad de la placa en uso, ya que este mismo modelo de placa es distribuido de diferentes longitudes y a la hora de su elección se busca que proporcione una similar unión en los dos fragmentos de la tibia (distal y proximal) generados por la fractura.



*Figura 29. Fractura distal metafisaria - Fuente: Autor*

### 3.2 Modelado de placa de tibia distal LCP

Uno de los grandes requerimientos del estudio era contar con un modelo lo más cercano posible a la geometría de la placa original, para que su análisis fuese lo más real al tratamiento médico. No obstante, se contó con una pieza física de este tipo de placa que, aunque contaba con una fractura fue de gran utilidad para su dimensionamiento y modelado 3D.

Debido a que este tipo de placa posee una geometría bastante irregular especialmente en la zona distal, se construyó utilizando distintos métodos de modelado para las porciones de la pieza mostradas en la figura 30.



*Figura 30. Porciones de placa - Fuente: Autor*

#### 3.2.1 Porción Distal

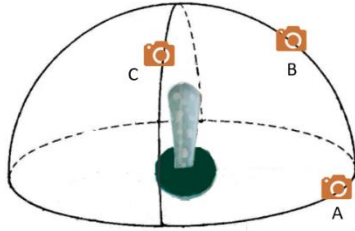
Debido a que la porción distal de la placa posee una geometría bastante irregular, se dificultó realizar un dimensionamiento y modelado aproximado a las medidas y formas de contorno que esta posee. Por lo que se tomó la decisión de utilizar el método de escaneado 3D, para generar así un modelo tridimensional mucho más cercano a la forma de la parte analizada. Dicho escaneado se llevó a cabo con la ayuda del software computacional ReCap, el cual es un programa que procesa fotografías importadas o de escaneos láser para crear representaciones 3D a partir de la creación de una nube de puntos o de una malla.

La versión estudiantil del programa solo permite importar una cantidad de 100 fotos para la construcción 3D del modelo, por lo que fue necesario identificar los distintos ángulos en los que se tomarían las fotos y la posición en la que estaría la placa al momento del proceso de escaneado.

Inicialmente se cubrió esta porción de la placa con una cinta de enmascarar de color blanco sin perder las características físicas de la superficie de ésta, ya que la superficie original de la placa era algo brillante y dificultaba la lectura correcta de la geometría por parte del programa. Seguidamente se montó la placa verticalmente sobre una base, a través de la superficie de la zona de la fractura, ya que esta posición ofreció una vista de 360 grados de la forma de la placa.



*Figura 31. Montaje para escaneo de placa - Fuente: Autor*



**Figura 32.** Trayectorias para la toma de fotos – Fuente: Autor

Como se nombró anteriormente es de gran importancia tomar el mayor número de fotos posibles y que estas nos entreguen la mayor cantidad de información gráfica para que el programa la sepa transformar en el modelo deseado. Por esto se tomaron una serie de fotos siguiendo las trayectorias A, B y C como se muestra en la figura 32.

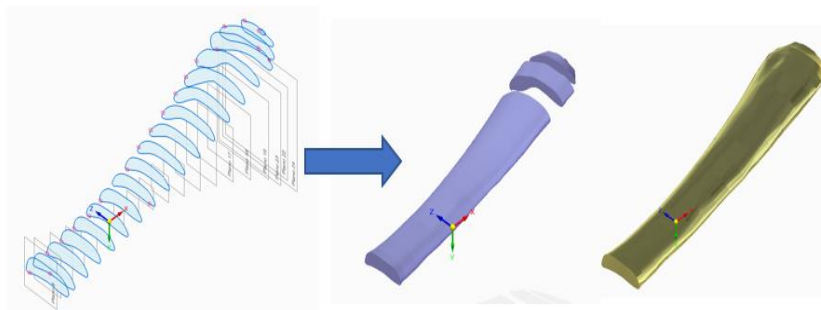
Una vez el programa realizó el proceso de escaneado, se obtuvo un modelo conformado por varias superficies y con una geometría mucho más cercana a la presente en la placa de tibia distal física y real como se muestra en la figura 33.



**Figura 33.** Porción distal obtenida con escaneo 3D Fuente: Autor

A pesar de que el modelo obtenido contaba con una geometría muy cercana a la original, presentaba algunas zonas en las que se evidenciaron irregularidades en la superficie y algunas pequeñas hondonadas especialmente en el área donde existen agujeros en el modelo real. De modo que con la ayuda del software Solid Edge, se tomó la decisión de mejorar el modelo para generar un cuerpo sólido que se pueda editar y realizar todos los detalles que posee este tipo de placas.

Para que este cambio fuera posible, se generaron una serie de secciones transversales a lo largo del modelo con su debido boceto, donde se corrigieron las zonas con un mayor número de imperfecciones y se generaron curvas mucho más suaves y continuas. Una vez se contó con el croquis corregido de cada una de las secciones transversales, se utilizó la herramienta protrusión por secciones para generar un sólido a partir de los bocetos anteriormente construidos.

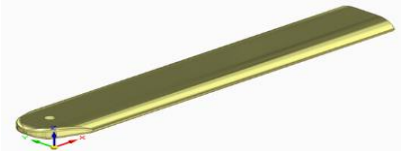


**Figura 34.** Refinamiento de porción distal - Fuente: Autor

Una vez que se obtuvo el modelo corregido y sólido de la parte distal de la placa, se realizó un proceso de escalado a sus dimensiones reales ya que al momento de pasar por la intervención de los distintos programas se fueron perdiendo las dimensiones reales de ésta.

### 3.2.2 Porción proximal

La porción proximal de la placa presenta una geometría “plana”, por lo que se facilitó tanto el dimensionamiento de esta con la ayuda de instrumentos de medición comunes (calibrador), como el correcto modelado con programas tipo CAD (Computer-Aided Design).



*Figura 35. Porción proximal de placa - Fuente: Autor*

### 3.2.3 Unión de las porciones de la placa

Considerando que la placa fue construida mediante la aplicación de dos métodos distintos de obtención de modelos 3D, fue necesario realizar el debido ensamble de estas dos partes para obtener el modelo de la placa como una sola pieza. Esto se llevó a cabo con la ayuda del apartado de ensamble del software Solid Edge, que nos permitió posicionar debidamente las dos porciones de la placa y ensamblarlas rígidamente para generar a partir de ellas un único sólido.



*Figura 36. Placa de tibia distal - Fuente: Autor*

Finalmente, se le realizaron todos los agujeros a lo largo de la placa junto con los detalles que esta posee como redondeos y chaflanes.



*Figura 37. Placa de tibia distal - Fuente: Autor*

### 3.3 Ensamble Pierna-Placa

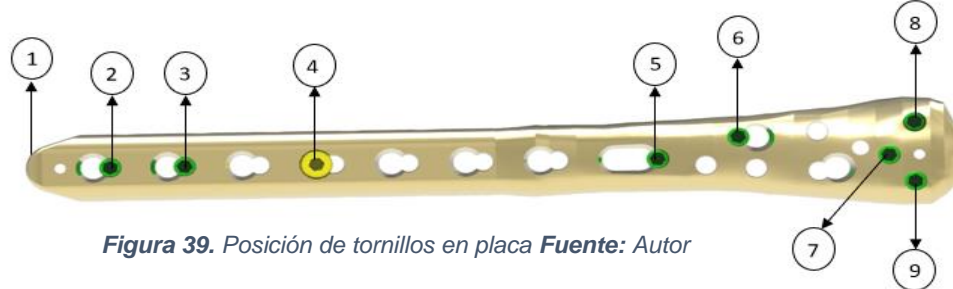
Una vez se contó con los modelos de la pierna (pie, tibia y peroné) y de la placa de tibia distal, se procedió a realizar el ensamble teniendo en cuenta los requisitos que la implementación de este tipo de elementos quirúrgicos requiere.

Para empezar, se ubicó la placa de forma perpendicular a la cara medial de la tibia y poco a poco se fue centrando el extremo distal de la placa con el maléolo interno del hueso para así establecer la posición correcta de esta. A pesar de esto fue necesario realizar algunos pequeños movimientos rotacionales y traslacionales sobre la placa para que esta se acercara de la mejor manera al hueso y sin que llegaran a existir interferencias entre los dos cuerpos.

Cuando se estableció la posición final de la placa con respecto al hueso y teniendo en cuenta el consejo en cuanto a la ubicación y el tipo de los tornillos utilizados en placas epifisarias y metafisarias de la técnica quirúrgica en placas LCP, se establecieron los siguientes agujeros para realizar la debida la ubicación de los respectivos tornillos.



**Figura 38.** Ensamble pierna-placa  
*Fuente:* Autor



**Figura 39.** Posición de tornillos en placa *Fuente:* Autor

N° elemento	Nombre de la pieza
1	Placa de Tibia Distal Medial
2	Tornillo de Bloqueo 3,5x26
3	Tornillo de Bloqueo 3,5x24
4	Tornillo de Cortical 3,5x24
5	Tornillo de Bloqueo 3,5x30
6	Tornillo de Bloqueo 3,5x38
7	Tornillo de Bloqueo 3,5x50
8	Tornillo de Bloqueo 3,5x48
9	Tornillo de Bloqueo 3,5x52

**Tabla 3.** Piezas ensamble placa-tornillos – *Fuente:* Autor

Una vez se eligió la posición correcta de los tornillos, se establecieron las longitudes que debían tener cada uno de ellos a partir de la zona de la tibia donde estarían insertados, ya que es una geometría bastante irregular y se busca que se utilice un tornillo de la mayor longitud posible para que genere un mejor ajuste pero que a la vez no atraviese el hueso por completo.

## 4. MATERIALES Y MÉTODOS

Una vez se contó con el ensamble pierna-placa se importó en el software Ansys Workbench 2020 R1 y se le asignaron las propiedades de los materiales, contactos mecánicos, condiciones de frontera y las características de mallado de las partes en estudio. Cabe recalcar que se utilizó el apartado Static Structural del software para el estudio de los modelos durante posición bipodal y en marcha sobre superficie plana y escalonada, ya que, a pesar de tratarse en algunos de estos casos de situaciones dinámicas, se tomó el momento para el cual se presenta la mayor fuerza reacción vertical del suelo, junto con las posiciones y ángulos con las que se encuentran las articulaciones de la rodilla y tobillo para el instante a analizar. De esta forma, este es un análisis estático estructural ya que las cargas empleadas en los modelos no presentan variación con respecto al tiempo.

Aparte de ello, se estableció que los modelos a estudiar presentan un comportamiento no lineal, debido a contactos dinámicos (Frictional and Frictionless) impuestos sobre algunos de los cuerpos del ensamble, en los cuales además de las fuerzas estáticas y condiciones de compatibilidad de desplazamientos, aparecen fuerzas de inercia y amortiguamiento. De este modo, se utilizó el método de Newton-Raphson para la resolución de este modelo no lineal, ya que tiene la capacidad de resolución de este tipo de análisis en los que se presentan este tipo de comportamientos. En este método el programa realiza una solución lineal utilizando el balance externo de cargas y los controles de convergencia. Si los criterios no se cumplen el balance externo de vectores de equilibrio de carga se vuelven a evaluar y se obtiene una nueva solución. Para que este proceso de convergencia se realizara con mayor facilidad, se activaron los parámetros de búsqueda de línea y substeps o paso a paso para aplicar la carga gradualmente [42]. En la figura 40 se puede observar el diagrama de convergencia para el modelo de marcha sobre superficie plana.

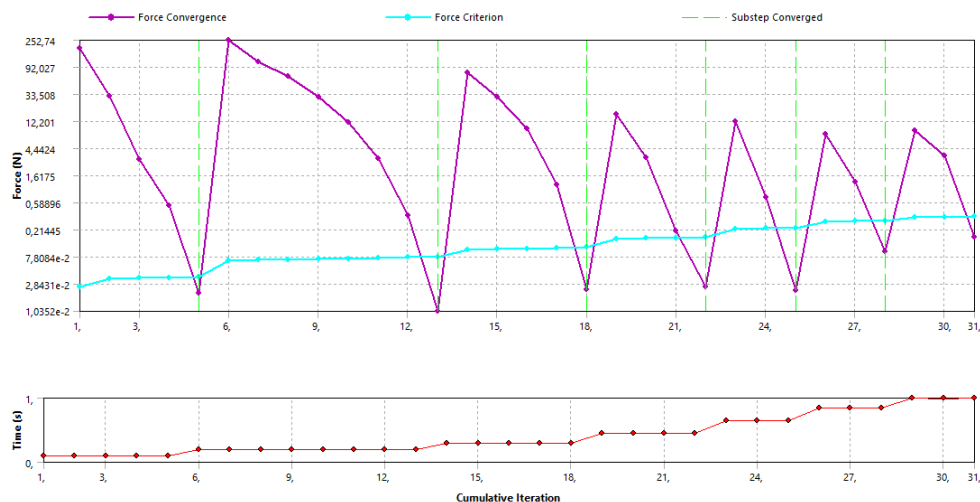


Figura 40. Diagrama de convergencia - Fuente: Autor

## 4.1 Propiedades de los materiales

Debido a que se contó con un modelo 3D del conjunto óseo (Tibia, peroné y pie) con piezas sólidas y una geometría preestablecida, se recurrió a utilizar las propiedades mecánicas del hueso cortical para todas las partes óseas de este modelo ya que este tejido representa el 80% del esqueleto.

Por otro lado, a los elementos de osteosíntesis utilizados (Placa y tornillos) se le asignaron las propiedades mecánicas del titanio. A todos los materiales se les asumió un comportamiento elástico isotrópico ya que simplifica un poco el modelo y se obtienen buenos resultados.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referencia
Hueso Cortical	15	0,3	[43], [44]
Titanio	102	0,36	[45]

*Tabla 4. Propiedades de los materiales – Fuente: Autor*


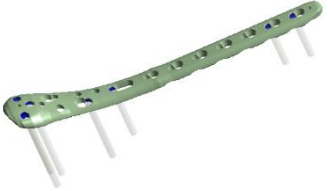


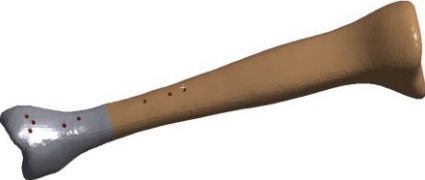

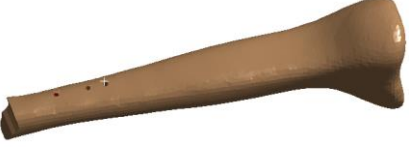



## 4.2 Contactos mecánicos

Para que el comportamiento del estudio realizado sea acorde a lo que ocurriría biológicamente en un tratamiento de osteosíntesis, es necesario establecer correctamente las relaciones entre las superficies del modelo que poseen algún tipo de contacto.

En el modelo de la pierna utilizado encontramos las uniones óseas entre la tibia, peroné y pie(astrágalo) que conforman la articulación tibio astragalina y tibioperonea, dichos huesos se mantienen unidos entre ellos a través de largas fibras de ligamentos y cartílagos. Dichas uniones se manejaron como un contacto tipo bonded, ya que no permiten ningún tipo de desplazamiento ni separación entre las caras de los cuerpos en contacto. Del mismo modo, los tornillos utilizados se fijan mediante una unión atornillada al cuerpo de la tibia, por lo que se utilizó nuevamente el contacto tipo bonded para estas uniones que necesitan una unión completa.

Como se nombró anteriormente la placa en estudio combina los agujeros para tornillos de bloqueo y cortical de compresión dinámica, los primeros presentan una unión atornillada sobre su cabeza a la placa, lo que implica la utilización de un contacto tipo bonded que garantice esta conexión; mientras que los segundos descansan contra la placa superficie con superficie, y requieren un contacto Frictional que permita deslizamientos entre los cuerpos en contacto una vez se superen las tensiones cortantes propias de los materiales en contacto.

En el foco de fractura se encuentran en contacto las superficies de las dos porciones de la tibia (proximal y distal), para las cuales se utilizó un contacto tipo Frictional que permita el deslizamiento relativo entre las caras de estas dos partes, con la resistencia al movimiento propia de los materiales de las superficies en rozamiento. En la tabla 5 se pueden observar los pares de piezas en los que existe alguna relación de unión, junto con la zona donde se generaría y el tipo de comportamiento que se le asignó.

Cuerpo de contacto	Cuerpo objetivo	Tipo de contacto
 <p>Tornillos de Bloqueo</p>	 <p>Placa de Tibia Distal</p>	<b>Bonded</b>
 <p>Tornillo Cortical</p>	 <p>Placa de Tibia Distal</p>	<b>Frictional</b>
 <p>Tibia</p>	 <p>Tornillos de Bloqueo</p>	<b>Bonded</b>
 <p>Tibia Proximal</p>	 <p>Tornillo Cortical</p>	<b>Bonded</b>
 <p>Tibia Proximal</p>	 <p>Tibia Distal</p>	<b>Frictional</b>

 Pie	 Tibia Distal	<b>Bonded</b>
 Peroné	 Tibia Distal	<b>Bonded</b>
 Peroné	 Tibia Proximal	<b>Bonded</b>
 Peroné	 Pie	<b>Bonded</b>
 Tibia	 Placa Tibia Distal	<b>Frictionless</b>

*Tabla 5. Contactos mecánicos definidos – Fuente: Autor*

Para los contactos fijados entre *tornillo cortical-placa de tibia distal* y *tibia proximal-tibia distal* como Frictional, se utilizaron los debidos coeficientes de fricción entre los materiales de las superficies en contacto a partir de revisión de literatura especializada [46].

<b>Cuerpos en contacto</b>	<b>Materiales</b>	<b>Coefficiente de fricción</b>
Tornillo cortical-Placa de tibia distal	Titanio-Titanio	0,38
Tibia proximal-Tibia distal	Hueso-Hueso	0,46

*Tabla 6. Coeficientes de fricción – Fuente: [46]*

### 4.3 Condiciones de frontera de apoyo y carga

En este tipo de estudios es indispensable determinar adecuadamente los parámetros de las condiciones de apoyo y carga ya que de esto depende directamente la calidad de los resultados que se obtienen al analizar un modelo de elementos finitos.

Para este análisis se partió de la consulta de la fuerza de reacción vertical del suelo sobre la pierna derecha de un sujeto para las situaciones de postura bipodal erguida y marcha en superficie plana y escalonada, obteniendo una serie de graficas en la que se relaciona dicha fuerza con el porcentaje de marcha. En estos estudios del movimiento se incluyen una suma de fuerzas producidas por la gravedad que actúa sobre la masa corporal, las contrafuerzas del suelo, el esfuerzo muscular y las fuerzas resultantes de la energía potencial y cinética del cuerpo en movimiento para cada momento del ciclo de marcha.

Con esta información, se estableció la mayor fuerza de reacción vertical del suelo sobre el pie junto con el porcentaje del ciclo de marcha en el que se genera esta carga para cada uno de los casos en estudio. Así mismo, se modificó el modelo 3D con el fin de obtener una geometría de la pierna con los ángulos de la rodilla y tobillo acordes a la posición presente en la extremidad durante el momento de la marcha a estudiar. Luego, se aplicó dicha fuerza vertical en dirección descendente sobre la meseta tibial en las zonas donde este hueso hace contacto con el fémur y transfiere la carga.

Por otro parte, se aplicaron condiciones de apoyo o fijación sobre algunas áreas de la planta del pie, teniendo como referencia el punto y ángulo con el que este cuerpo hace contacto con el suelo durante el porcentaje de marcha seleccionado para cada modelo a estudiar. En la figura 41 se puede evidenciar el posicionamiento de las cargas y apoyos sobre los modelos a estudiar.

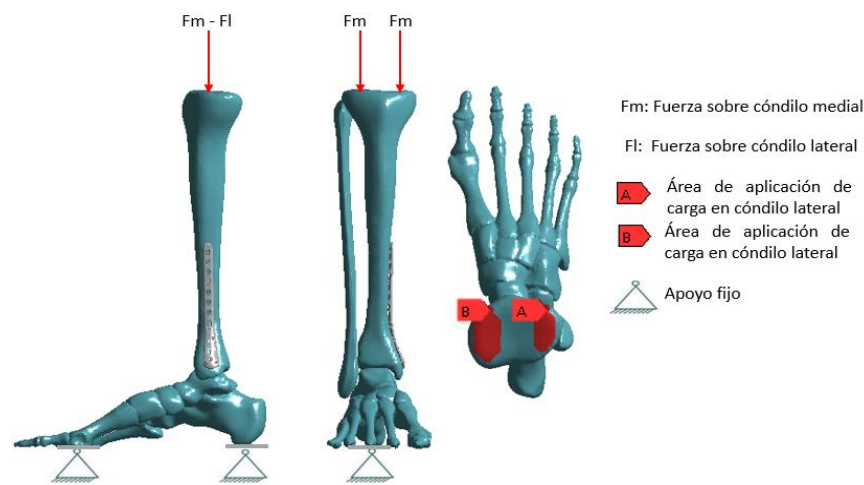
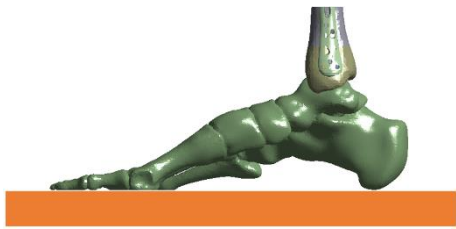









Figura 41. Diagrama de aplicación de condiciones de carga y apoyo – Fuente: Autor

### 4.3.1 Condiciones de frontera de apoyo

En los modelos planteados (Postura bipodal, marcha, ascenso y descenso de escalones) se asignaron apoyos fijos sobre la zona de la planta del pie a partir del ángulo con el que el este se apoya sobre la superficie del piso para cada uno de los casos. Este tipo de apoyo de apoyo nos garantiza una restricción de traslación y rotación sobre los ejes x, y, z sobre los nodos del área establecida.

En la tabla 7 se puede observar la posición en la que el pie se encuentra con respecto al piso para los 4 casos descritos, junto con el área asignada para la aplicación del apoyo tipo fijo.

	Zona de contacto (Pie-Suelo)	Área de apoyo fijo (planta pie)
<b>Estático y en postura bipodal</b>		
<b>Marcha normal 46,8% del ciclo de marcha</b>		
<b>Ascenso de escalones 48,2% del ciclo de marcha</b>		
<b>Descenso de escalones 11,5% del ciclo de marcha</b>		

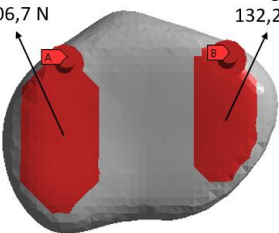
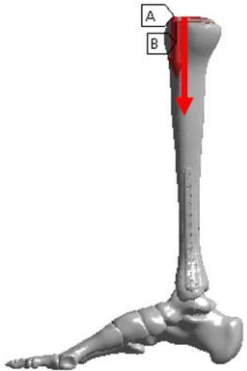
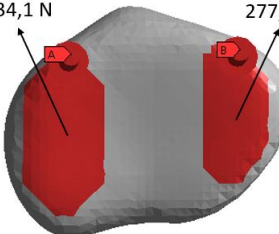
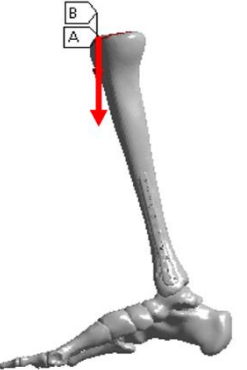
*Tabla 7. Condiciones de frontera de apoyo - Fuente: Autor*

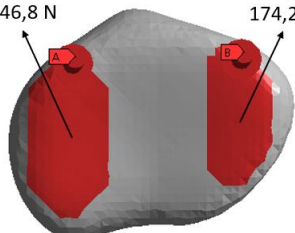
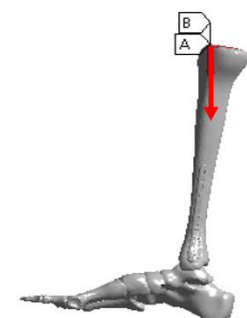
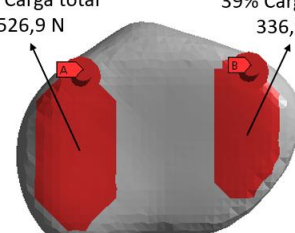
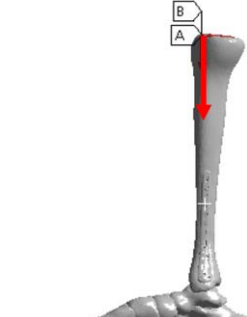
### 4.3.2 Condiciones de frontera de carga

Al igual que en la literatura consultada la carga fue aplicada sobre la superficie superior de la tibia, en las dos zonas en donde este hueso hace contacto con la tibia a través del menisco, soportando el 61% y 39% de carga en la zona medial y lateral respectivamente, como se observa en la figura 21 [31].

La magnitud de la carga para los casos a estudiar (Postura bipodal, marcha, ascenso y descenso de escalones) fue obtenida en el apartado 2.1.3 de este documento a partir de estudios especializados de análisis de marcha en superficie llana y en escalones encontrados en documentos investigados.

En la tabla 8 se puede observar la magnitud de carga empleada para las dos zonas de aplicación en cada uno de los casos, junto con la dirección en la que esta incide sobre la cara superior de la tibia.

	Magnitud de la carga	Incidencia de la carga en el modelo
<b>Estático y en postura bipodal</b>	<p>61% Carga total 206,7 N</p>  <p>39% Carga total 132,2 N</p> <p>Carga total 338,9 N</p>	
<b>Marcha normal 46,8% del ciclo de marcha</b>	<p>61% Carga total 434,1 N</p>  <p>39% Carga total 277,6 N</p> <p>Carga total 711,7 N</p>	

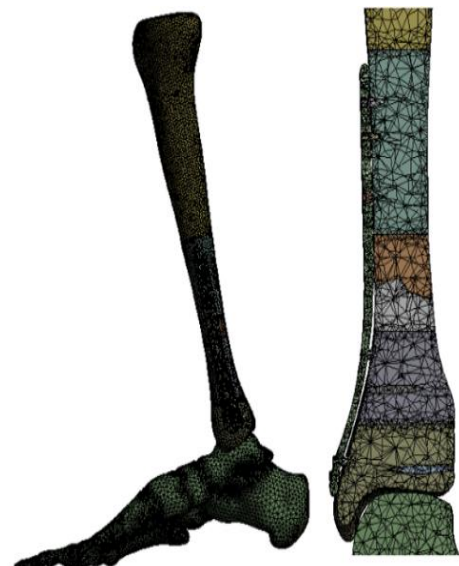
<p><b>Ascenso de escalones</b> 48,2% del ciclo de marcha</p>	<p>61% Carga total 446,8 N</p> <p>39% Carga total 174,2 N</p>  <p>Carga total 732,46 N</p>	
<p><b>Descenso de escalones</b> 11,5% del ciclo de marcha</p>	<p>61% Carga total 526,9 N</p> <p>39% Carga total 336,8 N</p>  <p>Carga total 863,7 N</p>	

*Tabla 8. Condiciones de cargas empleadas - Fuente: Autor*

#### 4.4 Mallado

Inicialmente se realizó un mallado por defecto sobre todas las partes de los modelos en estudio para llegar así a obtener 195779 elementos y 325629 nodos.

Sin embargo, esta malla generaba bastantes irregularidades entre los tamaños de elementos y una geometría con superficies bastante simplificadas como para llegar a obtener resultados lo suficientemente acertados.



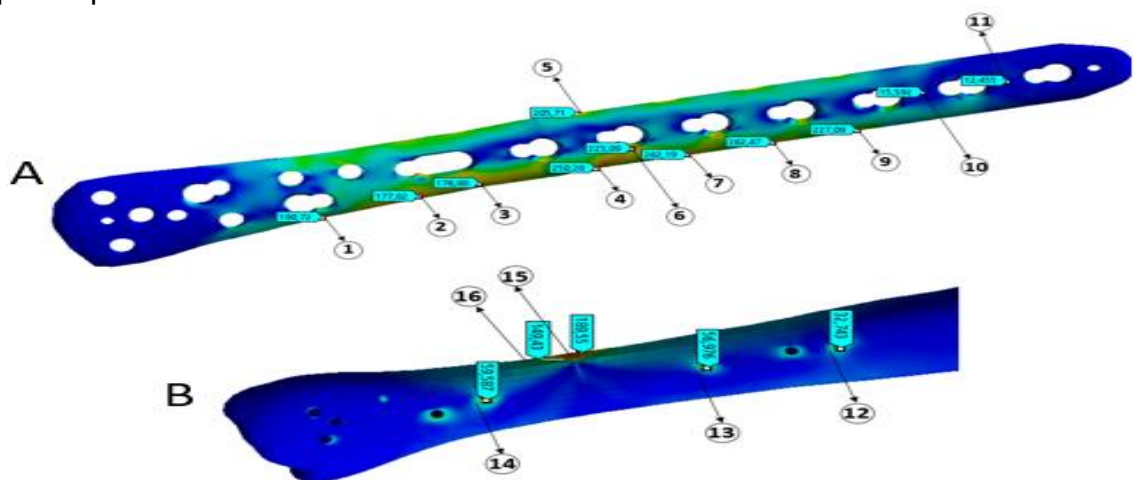
*Figura 42. Malla por defecto - Fuente: Autor*

Para el refinamiento de la malla del modelo se utilizaron elementos tetraédricos ya que estos se adaptan bastante bien a geométricas irregulares y biológicas como las

presentes en los componentes óseos de los modelos y se establecieron los tamaños de elementos óptimos a través de un análisis de convergencia.

#### 4.5 Análisis de convergencia

Para encontrar el tamaño correcto de los elementos del estudio se realizó un análisis de convergencia sobre el modelo de marcha en superficie llana, en el que se partió del mallado por defecto anteriormente nombrado y se fue aumentando el número de elementos de este sucesivamente con el fin de medir los esfuerzos presentes en los puntos mostrados en la figura 44 y así calcular el error relativo entre los modelos para cada punto, con el fin de llegar a un número de elementos en el modelo en el que se presente un error menor al 2% sobre los datos tomados.



**Figura 43.** Puntos de medición para análisis de convergencia A. Puntos en placa B. Puntos en tibia - **Fuente:** Autor

Los puntos sobre los cuales se tomaron las medidas de los esfuerzos están localizados sobre la placa de tibia distal y el extremo distal de la tibia, ya que es necesario que estas dos partes del modelo queden con un refinamiento de la malla adecuado para garantizar buenos resultados.

A continuación, se muestra la información obtenida en los diferentes modelos utilizados hasta llegar a la convergencia buscada.

	#Nodos	Esfuerzo de Von Mises (MPa)										
		Punto 1	Punto 2	Punto 3	Punto 4	Punto 5	Punto 6	Punto 7	Punto 8	Punto 9	Punto 10	Punto 11
Malla 1	16.273	182,7	193,3	177,4	247,8	195,4	179,6	239,4	249,8	218,9	16,2	15,4
Malla 2	108.493	176,0	178,3	180,6	249,6	211,6	215,9	255,2	251,4	218,2	16,3	13,7
Malla 3	154.254	207,0	174,5	177,7	241,7	200,8	219,0	258,4	250,1	219,5	18,1	14,3
Malla 4	157.671	191,7	179,5	177,1	250,3	204,4	208,8	259,8	257,6	224,3	15,9	11,6
Malla 5	589.242	190,7	177,8	176,9	250,3	205,7	223,1	262,2	262,5	227,1	15,6	12,5

**Tabla 9.** Esfuerzos medidos sobre los puntos establecidos en placa tibia - **Fuente:** Autor

Error relativo porcentual (%)											
	Punto 1	Punto 2	Punto 3	Punto 4	Punto 5	Punto 6	Punto 7	Punto 8	Punto 9	Punto 10	Punto 11
Malla 1											
Malla 2	3,66%	7,72%	1,78%	0,71%	8,28%	20,25%	6,59%	0,66%	0,29%	0,77%	10,97%
Malla 3	17,63%	2,17%	1,61%	3,16%	5,10%	1,42%	1,25%	0,52%	0,60%	11,43%	4,51%
Malla 4	7,39%	2,88%	0,30%	3,55%	1,80%	4,67%	0,56%	2,99%	2,15%	12,55%	19,02%
Malla 5	0,51%	0,93%	0,14%	0,004%	0,63%	6,85%	0,91%	1,89%	1,26%	1,70%	7,32%

**Tabla 10.** Error relativo entre los tamaños de malla en placa tibia - Fuente: Autor

Esfuerzo de Von Mises (MPa)						
	#Nodos	Punto 12	Punto 13	Punto 14	Punto 15	Punto 16
Malla 1	97.159	15,401	20,525	34,815	43,025	61,94
Malla 2	90.770	17,019	36,661	32,488	82,841	101,23
Malla 3	277.536	23,641	36,946	34,516	48,6	108,93
Malla 4	542.370	29,743	51,021	61,613	125,3	106,72
Malla 5	714.282	32,743	56,976	59,587	136,14	107,37

**Tabla 11.** Esfuerzos medidos sobre los puntos establecidos en tibia - Fuente: Autor

Error relativo porcentual (%)					
	Punto 12	Punto 13	Punto 14	Punto 15	Punto 16
Malla 1					
Malla 2	10,506%	78,616%	6,684%	92,542%	63,432%
Malla 3	38,909%	0,777%	6,242%	41,333%	7,606%
Malla 4	25,811%	38,096%	78,506%	157,819%	2,029%
Malla 5	10,086%	11,672%	3,288%	8,651%	0,609%

**Tabla 12.** Error relativo entre los tamaños de malla en tibia - Fuente: Autor

Se utilizaron 5 tamaños de malla en el análisis de convergencia en el modelo de marcha sobre superficie llana para llegar a la selección de la malla 4, que garantiza un error menor al 2% en la gran mayoría de los puntos tomados sobre la placa, en la tibia se evidencio un error un poco más alto debido a la falta de refinamiento de la malla sobre esta pieza.

Sin embargo, se seleccionó esta malla como la indicada para el estudio por los buenos resultados obtenidos, ya que generar una malla con un número mayor de elementos incrementaría notablemente el recurso computacional destinado para la solución de los modelos.

En la tabla 13 se pueden observar los tamaños definitivos de cada uno de los elementos utilizados sobre las piezas que componen el ensamble del modelo pie-placa para las situaciones de posición bipodal y marcha en superficie placa y

escalonada. Como se nombró anteriormente, se realizaron una serie de divisiones sobre la zona distal de la tibia con el objetivo de refinar un poco la malla en esta región, para identificar cada una de las 6 partes de la tibia se enumeraron de arriba a abajo, siendo la numero 1 la que está situada en la parte superior o proximal y la 6 la de la parte inferior o distal del hueso.

Componente	Número de elementos	Número de nodos	Tamaño min. del elemento (mm)	Tamaño máx. del elemento (mm)
<b>Peroné</b>	21.102	32.678	4	8
<b>Pie</b>	82.614	140.498	2	3
<b>Tibia 1</b>	28.084	47.888	8	8
<b>Tibia 2</b>	55.423	83.150	2	2
<b>Tibia 3</b>	94.793	134.757	1	1
<b>Tibia 4</b>	87.097	123.544	1	1
<b>Tibia 5</b>	43.849	65.986	2	2
<b>Tibia 6</b>	63.762	94.824	2	2
<b>Placa Tibia Distal</b>	100.947	157.671	0,5	1
<b>Torn. Bloq. 3,5x26</b>	11.221	17.597	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x24</b>	10.414	16.356	0,6	0,6
<b>Torn. Cort. 3,5x24</b>	11.742	18.178	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x34</b>	12.821	20.044	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x38</b>	15.748	24.551	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x48</b>	19.902	30.858	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x50</b>	20.438	31.714	0,6	0,6
<b>Torn. Bloq. 3,5x52</b>	21.186	32.877	0,6	0,6
<b>TOTAL</b>	<b>701.143</b>	<b>1.073.171</b>		

*Tabla 13. Elementos y nodos en los componentes del modelo- Fuente: Autor*

Finalmente se estableció una malla con un número aproximado de 701143 elementos y 1073171 nodos para cada una de las situaciones a analizar cómo se observa en la figura 45.



*Figura 44. Malla refinada - Fuente: Autor*

## 5. CONCLUSIONES

- Se observó que, para realizar un análisis completo de la tibia bajo condiciones estáticas y dinámicas durante la marcha, es necesario establecer cuatro casos de estudio para la tibia, los cuales son; postura bipodal, marcha en condiciones normales, ascenso y descenso de escaleras.
- Se evidenció la importancia de realizar la simulación de la placa tibial distal bajo diversas condiciones de carga durante la marcha humana, ya que esto permite mitigar futuros problemas de diseño
- El modelado de la placa tibial distal se realizó mediante la implementación del escaneo 3D por medio de fotos, esto facilitó el proceso de diseño y permitió obtener una placa con dimensiones más aproximadas al modelo real.
- Con el objetivo de brindar mayor estabilidad sobre el ensamble, se determinó que era necesario colocar todos los huesos que se encontraban por debajo del fémur, ya que de esta forma la distribución de las cargas se comportaría más cercana al caso real.
- Al realizar el análisis por elementos finitos se determinó que hubo un posible error durante el ensamble o construcción de los sólidos, debido a que el valor máximo de esfuerzo aparece de forma puntual como si en dicho lugar existiera un concentrador de esfuerzos
- Se encontró que una de las grandes causas del incremento de los esfuerzos en los modelos analizados es el ángulo con el que se encuentra la tibia durante la incidencia de la carga vertical, ya que en cuanto mayor sea el ángulo entre la línea de aplicación de la carga y el eje longitudinal de la tibia se llega a generar un mayor esfuerzo flexor sobre la tibia y la placa
- Al realizar el análisis por elementos finitos se observó que para la placa distal la zona de mayor concentración de esfuerzos (entre 240 y 260 MPA) es la zona de los bordes externos en donde se encuentran una serie de hondonadas. Al comparar el análisis computacional con la placa que presentó la ruptura, se evidenció que el lugar de la fractura es el mismo en el que ocurrió la mayor concentración de esfuerzos durante la simulación.

## 6. BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Ciaccia, T. S. Antonio, C. Müller-Karger, and E. Casanova, "Influence of modelling boundary conditions in the simulation of mechanical tests of bovine bones," *Rev. la Fac. Ing.*, vol. 23, no. 2, pp. 5–15, 2008.
- [2] H. Mehboob and S. H. Chang, "Optimal design of a functionally graded biodegradable composite bone plate by using the Taguchi method and finite element analysis," *Compos. Struct.*, vol. 119, pp. 166–173, 2015, doi: 10.1016/j.compstruct.2014.08.029.
- [3] W. A. Restrepo, V. A. Vargas, C. M. Olarte, J. M. Nossa, and M. Á. Triana, "Fracturas metafisarias distales extraparticulares de tibia: Placa percutánea vs. Clavo endomedular," *Rev. Repert. Med. y Cirugía*, vol. 18, no. 2, pp. 113–119, 2009, doi: 10.31260/repertmedcir.v18.n2.2009.540.
- [4] R. Orozco, "El ocaso de las placas. ¿Por qué se rompen los implantes?," *Rev. Ortop. y Traumatol.*, vol. 45, no. 3, pp. 177–182, 2001.
- [5] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Principles of anatomy & physiology*, 14th ed. 2014.
- [6] A. Dalla and P. Bankoff, "Biomechanical Characteristics of the Bone, Human Musculoskeletal Biomechanics," 2012.
- [7] C. Dobao Álvarez and M. T. Ángulo Carrere, "Biomecánica clínica Biomecánica del hueso M<sup>a</sup> Teresa Angulo Carrere," *Reduca*, vol. 2, no. 3, pp. 32–48, 2010.
- [8] F. J. Manuel, "Estudio de biocompatibilidad de polímeros sintéticos y su aplicación en ingeniería de tejido óseo," 2011.
- [9] Magnani, "Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States," *Physiol. Behav.*, vol. 176, no. 1, pp. 139–148, 2018, doi: 10.1016/j.physbeh.2017.03.040.
- [10] J. R. Caeiro, P. González, and D. Guede, "Biomechanics and bone (& II): trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength," *Rev. Osteoporos. y Metab. Miner.*, vol. 5, no. 2, pp. 99–108, 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000200007.
- [11] A. Grant and A. Waugh, *Anatomy ans Physiology*, 12th ed. Elsevier, 2014.
- [12] M. Keith, A. Dailey, and Agur; Anne, *Moore Anatomia con orientacion clinica*, 7th ed. España: Wolters Kluwer, 2013.
- [13] A. Moreaux, "Anatomia artistica: Del hombre." p. 404, 2005.
- [14] V. Pulido Bargsten, "Estudio por el método de elementos finitos diferentes estados de carga presentes en la tibia humana," p. 98, 2015.
- [15] T. Fracturas, "Fracturas.," *J. Am. Med. Assoc.*, vol. 91, no. 7, p. 518, 1928, doi: 10.1001/jama.1928.02700070078034.
- [16] C. Ruiz and J. Pretell, "Fracturas de tibia : Tratamiento con clavo intramedular no fresado ( UTN ). Experiencia en el Hospital Nacional Cayetano Heredia," *Rev. Medica Hered.*, vol. 15, no. 2, pp. 70–75, 2004.
- [17] M. Secretaria de salud, "Diagnostico y tratamiento de fractura de diafisis de tibia," *Cenetec*, 2009.
- [18] F. Juan, J. Haverbeck, A. Paulos, and C. Liendo Palma, "Facultad De Medicina Escuela De Medicina Ortopedia Y Traumatologia Prologo a La Edicion Escrita," 2005.
- [19] R. G. Solís, "Tratamiento de fracturas," *Univ. Complotence Madrid*, 2014.
- [20] R. Miralles, "Cirugía ortopédica y traumatología en zonas de menor desarrollo," *Cirugía*, pp. 1–28, 2008.
- [21] C. García M and D. Ortega T, "Elementos De Osteosintesis De Uso Habitual En Fracturas Del Esqueleto Apendicular: Evaluacion Radiologica," *Rev. Chil. Radiol.*,

- vol. 11, no. 2, pp. 58–70, 2005, doi: 10.4067/S0717-93082005000200005.
- [22] E. Rombolá, “Evaluación radiológica de los elementos de osteosíntesis en el miembro superior,” *Rev. Argentina Radiol.*, vol. 81, no. 4, pp. 285–295, 2017, doi: 10.1016/j.rard.2016.11.007.
- [23] T. F. Smith, “Bone Staple: Tried and True Superhero of Bone Fixation,” 2010, doi: 10.1111/j.1471-4159.2006.04036.x.
- [24] DePuySynthes, “Placas LCP 3.5 mm para tibia distal medial Low Bend.”
- [25] DePuySynthes, “bloqueo ( LCP ).”
- [26] T. Lee and P. Niederer, *Basic engineering for medics and biologists : An esem primer*. ProQuest Ebook Central, 2010.
- [27] A. S. V. I. O. War and V. Karthik, “Finite Element Analysis of Fractured Tibia With a patient specific implant,” no. 6, pp. 67–70, 2016.
- [28] Y. Cao, Y. Zhang, L. Huang, and X. Huang, “The impact of plate length, fibula integrity and plate placement on tibial shaft fixation stability: A finite element study,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–7, 2019, doi: 10.1186/s13018-019-1088-y.
- [29] S. Park, S. Lee, J. Yoon, and S. W. Chae, “Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 63, pp. 33–41, 2019, doi: 10.1016/j.medengphy.2018.11.003.
- [30] F. Chen *et al.*, “Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–8, 2018, doi: 10.1186/s13018-017-0707-8.
- [31] L. A. Zambrano and C. Müller-Karger, “Estudio del efecto de placas de fijación en fracturas de tibia proximal utilizando el método de elementos finitos,” *Boletín Técnico/Technical Bulletin*, vol. 46, no. 3. pp. 43–60, 2008.
- [32] J. Rose and J. G. Gamble, *Human Walking. Philadelphia: Wolters Kluwer Health*. 2010.
- [33] A. Viladot Perice and A. Viladot Voegeli, “La Marcha Humana,” *Rev. Ortop. y Traumatol.*, vol. 34, no. 1, pp. 99–108, 1990.
- [34] C. A. Hammond, G. L. Hatfield, M. K. Gilbert, S. J. Garland, and M. A. Hunt, “Trunk and lower limb biomechanics during stair climbing in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement,” *Clin. Biomech.*, vol. 42, pp. 108–114, 2017, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.01.015.
- [35] H. Shaulian, D. Solomonow-Avnon, A. Herman, N. Rozen, A. Haim, and A. Wolf, “The effect of center of pressure alteration on the ground reaction force during gait: A statistical model,” *Gait Posture*, vol. 66, no. July, pp. 107–113, 2018, doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.08.013.
- [36] J. Richards, A. Chohan, and R. Erande, *Biomechanics*, Fifteenth. Elsevier Ltd, 2013.
- [37] X. Karekla and N. Tyler, “Maintaining balance on a moving bus: The importance of three-peak steps whilst climbing stairs,” *Transp. Res. Part A Policy Pract.*, vol. 116, no. August 2017, pp. 339–349, 2018, doi: 10.1016/j.tra.2018.06.020.
- [38] A. Protopapadaki, W. I. Drechsler, M. C. Cramp, F. J. Coutts, and O. M. Scott, “Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals,” *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 2, pp. 203–210, 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.010.
- [39] C. M. Müller-Karger, C. González;lez, M. H. Aliabadi, and M. Cerrolaza, “Three dimensional BEM and FEM stress analysis of the human tibia under pathological conditions,” *C. - Comput. Model. Eng. Sci.*, vol. 2, no. 1, pp. 1–13, 2001, doi: 10.3970/cmcs.2001.002.001.
- [40] D. B. Kettelkamp and A. W. Jacobs, “Tibiofemoral contact area--determination and

- implications,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 54, no. 2, pp. 394–356, 1972.
- [41] J. Estrada M., J. Camacho P., M. Restrepo C., and C. Parra M., “Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995 (Acopla95),” *Rev. Fac. Nac. Salud Pública*, vol. 15, no. 2, pp. 112–139, 1998.
- [42] L. E. Vicente Alonso, “Modelado Numérico Del Problema de Contacto Mediante ANSYS,” pp. 19–38, 2011.
- [43] “TRABAJO ESPECIAL DE GRADO SIMULACIÓN Y ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL POR ELEMENTOS FINITOS DE LA TIBIA HUMANA SOMETIDA A REEMPLAZO,” 2001.
- [44] Y. S. Lai, W. C. Chen, C. H. Huang, C. K. Cheng, K. K. Chan, and T. K. Chang, “The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0127293.
- [45] C. Sempere, “Estudio de las características mecánicas de aleaciones de Ti,” Universidad Carlos III de Madrid- Escuela Politécnica Superior, 2013.
- [46] S. Eberle and P. Augat, “Preventing Contact Convergence Problems in Bone- Implant Contact Models,” *ANSYS Conf. 25th CADHEM Users Meet. 2007*, pp. 21–25, 2007.