



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Maestría

**Bases para el diseño biomecánico de la interfaz
hueso-implante en reemplazos totales de rodilla**

presentada por

Ing. Jesús Eduardo Cruz Robles

como requisito para la obtención del grado de

**Maestro en Ciencias en Ingeniería
Mecánica**

Director de tesis

Dr. Arturo Abúndez Pliego

Codirector de tesis

Dr. Víctor Iván Rodríguez Reyes

Cuernavaca, Morelos, México. Agosto de 2025.



Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Subdirección Académica

Cuernavaca Mor, 08/agosto/2025

Oficio No. SAC/196/2025

Asunto: Autorización de impresión de tesis

JESÚS EDUARDO CRUZ ROBLES
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Bases para el diseño biomecánico de la interfaz hueso-implante en reemplazos totales de rodilla"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4104,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx | tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

cenidet
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico





Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Departamento de Ingeniería Mecánica

Cuernavaca, Mor., 08/agosto/2025

OFICIO No. DIM/142/2025

Asunto: Aceptación de documento de tesis

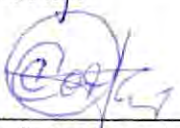
CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

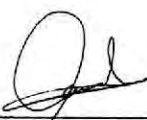
Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del **C. Jesús Eduardo Cruz Robles** con número de control M22CE030, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado **"Bases para el diseño biomecánico de la interfaz hueso-implante en reemplazos totales de rodilla"** y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.


Dr. Arturo Abúndez Pliego
Director de tesis


Dr. Víctor Iván Rodríguez Reyes
Director de tesis


Dra. Claudia Cortés García
Revisora 1


Dr. Andrés Blanco Ortega
Revisor 2


Dr. José Antonio Arellano Cabrera
Revisor 3

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante



Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 1421,
e-mail: dim@cenidet.tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx



2025
Año de
**La Mujer
Indígena**

cenidet
CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN
Y DESARROLLO TECNOLÓGICO



Dedicatoria

A mis padres, a mi madre Claudia Robles Viveros y mi padre Jesús Cruz Herrera por
brindarme su apoyo incondicional en mis proyectos y metas.

A mi hermano, Ricardo Cruz Robles por su apoyo moral incondicional en los momentos
difíciles.

Agradecimientos

Al Centro de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por permitirme realizar mis estudios de maestría en esta institución. Por la formación académica que generan y el sentido ético que imparten, haciendo de la investigación una herramienta para ayudar a los demás a mejorar nuestro entorno.

A la Secretaria de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación por el apoyo económico brindado para poder realizar mis estudios de posgrado.

A mi familia por todo el amor y apoyo que me brindan. A mis padres Claudia y Jesús que me han impulsado a lo largo de mis estudios, motivándome a salir adelante y dar lo mejor de mí. A mi hermano Ricardo que ha estado conmigo para sacarme una risa cuando más lo necesito.

A mi director de tesis, Dr. Arturo Abúndez Pliego por su orientación y asesoría en mi investigación, por guiarme en mis estudios de posgrado, nutrirme en áreas de conocimiento relacionadas a mi proyecto, por la paciencia brindada y permitirme tener diferentes experiencias en el ámbito de la investigación.

A mis revisores, los doctores Andrés Blanco Ortega, Claudia Cortés García y José Antonio Arellano Cabrera por sus atención y sugerencias que permitieron mejorar mi proyecto de investigación y ampliar mi visión en la investigación.

A la señora Rocío por su apoyo y atención en el proceso administrativo durante mi estancia de posgrado.

Al maestro y amigo Javier Antonio por las pacientes asesorías a lo largo de mi investigación.

A mis amigos María de los Ángeles, Sergio, Edgar, Jesús Eduardo, Alexa, Marte, Adolfo, Fernando y José por su amistad brindada

Resumen

Los reemplazos articulares son la solución a pacientes que experimentan dolor crónico por el desgaste prematuro de sus articulaciones. El desgaste articular puede presentarse a causa de enfermedades reumáticas, actividades de alto riesgo, entrenamiento excesivo, etc. Sin embargo, los reemplazos articulares pueden presentar diferentes tipos de fallas, la más común es el aflojamiento aséptico. Una de las acciones recomendadas para prevenir este fallo es permanecer en actividad constante; las actividades cotidianas como caminar, bajar o subir escaleras producen un estímulo mecánico en el tejido óseo que mantiene en equilibrio la densidad ósea.

El presente trabajo está enfocado en el estudio del estímulo mecánico para disminuir la probabilidad del aflojamiento aséptico en implantes tibiales utilizados en artroplastias totales de rodilla. Para determinar la respuesta biomecánica del hueso se recurre a la simulación por elementos finitos del proceso de remodelación ósea y de la correlación matemática del módulo elástico y la densidad ósea. Sin embargo, en la literatura se encuentran diferentes modelos de correlación, por lo que se seleccionaron los cuatro más utilizados y se evaluó cuál se acercaba más a las propiedades mecánicas del hueso reportadas en la literatura.

Se realizó el modelo 3D de la parte superior de la tibia, denominada tibia proximal, y un componente tibial con dimensiones preliminares para realizar simulaciones del proceso de remodelación en el software Abaqus. Posteriormente, se realizaron cuatro modelos de implantes tibiales, de los cuales tres presentan modificaciones geométricas en los vástagos. El objetivo es comparar su desempeño e identificar cuál presenta menor riesgo de aflojamiento aséptico. Los vástagos son: a) estándar, b) ranura en la punta, c) punta con UHMW y d) hueco.

Los datos obtenidos muestran que la modificación geométrica del vástago en un implante tibial tiene influencia en el proceso de remodelación ósea a causa de menor rigidez del vástago, lo que mejora la transmisión de estímulo mecánico. Además, se observa como el cambio de rigidez disminuye la concentración de esfuerzos en la punta del vástago, el cual es un factor de riesgo que no se había considerado, y que puede causar atrofia del tejido óseo.

Abstract

Joint replacements are a solution for patients who experience chronic pain due to premature wear of their joints. Joint degradation can result from rheumatic diseases, high-risk activities, excessive training, among other causes. However, joint replacements can also fail, with the most common failure mode being aseptic loosening. One of the recommended actions to prevent this complication is to remain physically active, as everyday activities such as walking, climbing, or descending stairs generate mechanical stimuli in the bone tissue that help maintain bone density in balance.

This study focuses on analyzing mechanical stimulation to reduce the probability of aseptic loosening in tibial implants used in total knee arthroplasty. To determine the biomechanical response of the bone, finite element simulations of the bone remodeling process were carried out, along with mathematical correlations between elastic modulus and bone density. However, since various correlation models can be found in the literature, the four most commonly used ones were selected and evaluated to determine which best matched the mechanical properties of bone reported in previous studies.

A 3D model of the upper part of the tibia, known as the proximal tibia, was developed along with a tibial component with preliminary dimensions to run remodeling simulations in Abaqus software, allowing familiarization with the simulation environment. Subsequently, four tibial implant models were created, three of which feature geometric modifications in the stem. The goal was to compare their performance and identify which one presented the lowest risk of aseptic loosening. The stems evaluated were: a) standard, b) slotted tip, c) tip with UHMW, and d) hollow.

The results show that geometric modifications of the stem in a tibial implant influence the bone remodeling process due to the reduced stiffness of the stem, which improves the transmission of mechanical stimulus. Additionally, it was observed that a change in stiffness decreases stress concentration at the stem tip a risk factor that had not been previously considered and that may lead to bone tissue atrophy.

Índice general

Capítulo 1	Estado del arte	3
1.1	Fijación de implantes tibiales	4
1.2	Materiales utilizados en implantes tibiales	6
1.3	Longitudes de vástagos	7
1.4	Recubrimientos superficiales del implante	8
1.5	Conclusiones del estado del arte	10
Capítulo 2	Definición del problema	12
2.2	Planteamiento del problema	12
2.3	Objetivos	13
2.3.1	Objetivo general	13
2.3.2	Objetivos específicos	13
2.4	Justificación del problema	13
2.5	Alcances y limitaciones	14
Capítulo 3	Marco teórico	16
3.1	Anatomía de la rodilla	16
3.2	Ciclo de marcha	18
3.3	Proceso de remodelación ósea	22
3.4	Modelo de correlación de la densidad ósea y el módulo elástico	27
3.4.1	Modelo de Carter y Hayes	27
3.4.2	Modelo de Jacobs	28
3.4.3	Modelo de Hernández	28
3.4.5	Modelo de Zhu	29
3.4.6	Comparativa de los modelos	29
Capítulo 4	Respuesta biomecánica del tejido óseo con implante tibial	31

4.1	Simulación en software Abaqus	31
4.2	Modelado de la tibia y componente tibial	33
4.3	Modelado de la interfaz hueso-implante	37
4.4	Simulación del proceso de remodelación ósea	38
4.4.1	Condiciones iniciales	38
4.4.2	Regiones de interés	39
4.4.3	Refinamiento del mallado	40
4.4.4	Comparativa de los modelos de correlación	40
Capítulo 5	Propuestas de rediseño del implante para reducir el stress-shielding	42
5.1	Modificación geométrica del vástago	42
Capítulo 6	Análisis del desempeño de implantes tibiales modificados	45
Conclusiones		53
Trabajos futuros y recomendaciones		55
Bibliografía		56

Índice de figuras

Figura 1	Anatomía de la rodilla	16
Figura 2	Eje de rotación incorrecto y correcto del fémur sobre la tibia	17
Figura 3	Distribución de cargas de los meniscos	17
Figura 4	Planos anatómicos	18
Figura 5	Grados de libertad de la rodilla	19
Figura 6	Ciclo de marcha	20
Figura 7	Amplitud en extensión de la pierna	20
Figura 8	Ángulos respecto al eje de la pierna y la horizontal	21
Figura 9	Peso corporal que actúa sobre el inserto tibial	22
Figura 10	Estructura interna del hueso	22
Figura 11	Proceso de remodelación	23
Figura 12	Esfuerzos aplicados sobre los huesos	23
Figura 13	Deformaciones en el tejido óseo	24
Figura 14	Diagrama de flujo de la remodelación ósea en combinación con simulación por elementos finitos	25
Figura 15	Comportamiento del módulo elástico en función de la densidad ósea	30
Figura 16	Concentración de esfuerzos.	32
Figura 17	Concentración de esfuerzos en lado medial y lateral.	32
Figura 18	a) Vista isométrica del componente tibial, b) Vista frontal del componente tibial, c) Vista isométrica del inserto tibial.	33
Figura 19	Vista isométrica del implante tibial en SolidWorks.	34
Figura 20	Vista isométrica del modelo de la epífisis proximal.	34
Figura 21	Metodología para la conversión de un archivo STL a STEP.	35
Figura 22	Vista isométrica del modelo sólido de la tibia.	36
Figura 23	a) Vista isométrica de los cortes en el modelo sólido de la tibia, b) Vista isométrica del ensamble.	37
Figura 24	Contacto Superficie a Superficie entre el vástago y el barreno de la tibia.	38
Figura 25	a) Carga aplicada sobre el cóndilo medial, b) Restricción de encastre.	39
Figura 26	Regiones de interés en la tibia, a) ROI-M, b) ROI-L, c) ROI-P.	39
Figura 27	Curva del refinamiento del mallado para la simulación del proceso de remodelación.	40
Figura 28	Curvas del proceso de remodelación en a) ROI-M, b) ROI-L.	41
Figura 29	a) Vista isométrica de implante tibial con ranura, b) Vista lateral de implante tibial con ranura.	43
Figura 30	Vista isométrica de implante tibial con punta plástica.	44
Figura 31	Vista isométrica de implante tibial hueco en el vástago.	44
Figura 32	Densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado medial.	45

Figura 33	Densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado lateral.	46
Figura 34	Densidad ósea promedio en la punta de cada vástago.	46
Figura 35	Esquema de colores de la rigidez de a) Vástago estándar y b) Vástago hueco.	47
Figura 36	Presión de contacto en la interfaz hueso-implante.	48
Figura 37	Concentración de esfuerzos en componentes tibiales a) Estándar, b) Hueco y c) Punta de polietileno.	48
Figura 38	Concentración de esfuerzos en puntas de vástagos.	49
Figura 39	a) Modelo utilizado por Jia et al. [1], b) Modelo propio.	50
Figura 40	Concentración de esfuerzos en el vástago a) Longitud de 30mm, b) Longitud de 60 mm [1]	50
Figura 41	Concentración de esfuerzos en vástagos modificados	51

Índice de tablas

Tabla 1	Ventajas y desventajas de métodos de fijación utilizados en implantes tibiales	4
Tabla 2	Ventajas y desventajas de materiales utilizados en implantes tibiales	6
Tabla 3	Ventajas y desventajas de longitudes de vástagos en implantes tibiales	8
Tabla 4	Ventajas y desventajas de métodos para mejorar la osteointegración	9
Tabla 5	Valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso humano para distintos ensayos	29
Tabla 6	Propiedades mecánicas de los materiales	37

Introducción

En las últimas décadas, la aparición del fenómeno conocido como *stress-shielding* ha sido identificado como una de las principales causas del aflojamiento aséptico en prótesis ortopédicas, especialmente en implantes tibiales utilizados en artroplastias de rodilla [2]. Este fenómeno se manifiesta cuando el implante ortopédico, debido a su alta rigidez en comparación con la del tejido óseo circundante, impide de manera parcial o total la transmisión de cargas mecánicas al hueso. Como consecuencia, el hueso huésped experimenta una disminución en el estímulo mecánico, lo que impide mantener la homeostasis del tejido óseo, generando una reducción progresiva en la densidad y rigidez estructural [2], [3], [4].

La remodelación ósea es un proceso biológico continuo que responde directamente al entorno mecánico al que se encuentra sometido. La falta de estimulación derivada del *stress-shielding* interfiere con este proceso adaptativo, debilitando la estructura ósea y comprometiendo la estabilidad del implante [5], [6]. A pesar de los avances en materiales, técnicas de fijación y geometrías de diseño, el aflojamiento aséptico sigue siendo una causa común de revisión quirúrgica en pacientes con prótesis de rodilla [7], [8], [9].

En este contexto, las simulaciones por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés) se han convertido en una herramienta fundamental para analizar la interacción entre el implante y el tejido óseo. Este tipo de análisis permite evaluar la distribución de esfuerzos, la rigidez de contacto y la evolución del estímulo mecánico en diferentes condiciones de carga [10], [11], [12]. Sin embargo, muchos estudios se enfocan únicamente en análisis estructurales estáticos y no consideran el comportamiento temporal del hueso bajo condiciones fisiológicas reales.

La presente investigación propone una metodología para simular el proceso de remodelación ósea utilizando la densidad de energía de deformación como variable de control. Esta metodología se basa en modelos matemáticos que permiten correlacionar la densidad ósea con el módulo elástico del tejido, e incorporar iterativamente el efecto del estímulo mecánico acumulado sobre la regeneración o pérdida de masa ósea [13], [14]. A través de este enfoque,

se pretende estimar de manera más precisa la respuesta biomecánica del hueso frente a diferentes diseños de vástagos tibiales.

En este estudio, se comparan tres propuestas geométricas de modificación del vástago tibial: incorporación de una ranura, una punta de polietileno y un diseño hueco. Estas modificaciones fueron simuladas utilizando un modelo tridimensional de la tibia, con condiciones fisiológicas representativas del ciclo de marcha, aplicando cargas de hasta 2.5 veces el peso corporal. El proceso de remodelación se llevó a cabo de forma iterativa hasta alcanzar un equilibrio en la densidad ósea, permitiendo comparar el desempeño de cada diseño frente a un implante estándar y una tibia intacta.

Esta investigación se estructura en seis capítulos. En el **Capítulo I** se presenta el estado del arte, donde se abordan los conceptos clave sobre biomecánica del implante tibial, tipos de fijación, materiales empleados, recubrimientos superficiales y técnicas de osteointegración. En el **Capítulo II** se establece la definición del problema, justificación, objetivos, alcances y limitaciones. En el **Capítulo III** se expone el marco teórico que sustenta los fundamentos de anatomía, ciclo de marcha, remodelación ósea y los modelos matemáticos utilizados. El **Capítulo IV** describe la metodología de simulación, incluyendo el modelado CAD, condiciones de carga, mallado y configuración de contacto. En el **Capítulo V**, se presentan las propuestas de rediseño del vástago tibial con base en antecedentes de la literatura. Finalmente, en el **Capítulo VI** se analizan los resultados obtenidos en las simulaciones, evaluando la respuesta biomecánica del tejido óseo ante las distintas configuraciones de implante mediante variables como densidad ósea, concentración de esfuerzos y rigidez de contacto.

El objetivo final de esta investigación es aportar una estrategia computacional que permita predecir la evolución del tejido óseo tras la implantación y, al mismo tiempo, proponer mejoras geométricas en el diseño de componentes tibiales que reduzcan el riesgo de *stress-shielding* y extiendan la vida útil de las prótesis ortopédicas.

Capítulo 1

Estado del arte

El análisis por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés), es un método numérico utilizado para solucionar diferentes problemas ingenieriles en diversas áreas como; estructurales, análisis de fluidos, vibraciones mecánicas, biomecánicos, etc. [15]. Además, la respuesta biomecánica de los tejidos permite evaluar el desempeño de componentes ortopédicos, como prótesis intramedulares, insertos, tornillos quirúrgicos, entre otros; esto permite determinar cambios significativos en el sistema musculoesquelético [16], [17]. El FEA se ha convertido en una herramienta esencial en el área de la biomecánica para el desarrollo de implantes y artefactos ortopédicos.

Los implantes ortopédicos utilizados en artroplastias restauran la movilidad y alivian el dolor articular. Sin embargo, existe el riesgo de aflojamiento aséptico del implante a causa del fenómeno *stress-shielding*. El fenómeno se define como la retención de esfuerzos mecánicos hacia el hueso huésped, el cual al no recibir el estímulo mecánico al que se había adaptado, ve disminuida su densidad [18], [19], [20], [21]. Las consecuencias del fenómeno *stress-shielding* pueden derivar en cirugía de reemplazo de prótesis, fractura periprotésica, atrofia del tejido óseo, dolor intenso, entre otras [2], [3].

En este capítulo se recopilan las principales estrategias utilizadas para mejorar la estabilidad y supervivencia de implantes tibiales, además de analizar la transmisión de estímulo mecánico y técnicas de osteointegración. También se analiza la concentración de esfuerzos en la interfaz hueso-implante y su influencia sobre los métodos de fijación y longitudes de vástago.

1.1 Fijación de implantes tibiales

El método de fijación tiene un gran impacto en la supervivencia del implante. Un mal procedimiento puede tener como consecuencia desgaste de los componentes y el hueso, osteólisis, infecciones, entre otras complicaciones; esto deriva en una segunda cirugía para la sustitución del implante. Actualmente, los métodos de fijación más utilizados son: la fijación a presión y el uso de cemento óseo de polimetilmetacrilato (PMMA) [22], [23]; la elección depende de una valoración médica [3]. Bendich *et al.* [22] reportaron el seguimiento de implantes fijados a presión y cementados, en donde utilizaron dos modelos diferentes de implante tibial, y los resultados que observaron en un periodo de dos años demuestran que el modelo implantado a presión presenta una menor reabsorción del hueso. Sin embargo, Cawley *et al.* [24] reportaron que la cementación del implante hace una mejor distribución de los esfuerzos, lo que reduce la aparición de *stress-shielding*. Surendran *et al.* [23] mencionaron en su investigación que, la fijación mediante PMMA funciona como un recubrimiento que mejora la osteointegración del implante, esto se debe a que el PMMA asemeja la superficie porosa del tejido trabecular del hueso, aumentando la estabilidad del implante y la supervivencia a la aparición del *stress-shielding*.

En la Tabla 1, se reportan ventajas y desventajas de los tipos de fijación utilizados en implantes tibiales [23].

Tabla 1. Ventajas y desventajas de métodos de fijación utilizados en implantes tibiales

Tipo de Fijación	Ventajas	Desventajas
Vástagos	• Estabilidad mecánica a la placa tibial • Gran disponibilidad	• Alta concentración de esfuerzo en la punta • Interferencia con la colocación de la placa base
Cemento óseo (PMMA)	• Bajo costo • Incorporación de antibiótico	• Solo es posible reparar defectos menores a 5 mm. • Necrosis térmica • Líneas radiolúcidas

Cemento óseo y tornillos	• Mejores propiedades mecánicas que solo utilizar cemento óseo • Usado para reparar defectos de 5 a 10 mm	• Baja biocompatibilidad • Necrosis térmica • La cabeza del tornillo tiene contacto con la placa base • Encogimiento
Aumentos metálicos	• Variedad de formas y tamaños • Mayor estabilidad mecánica	• Baja transmisión de esfuerzos • Erosión y corrosión • Extracción del implante para su correcta reimplantación.

El uso de tornillos para la fijación de implantes tibiales es poco común actualmente; este tipo de fijación se emplea en mayor medida en la fijación de implantes dentales [25], [26]. Sin embargo, Harwin *et al.* [27] reportaron una fijación estable en implantes tibiales utilizando tornillos. Realizaron un seguimiento de 36 meses en 110 pacientes, en donde observaron una mínima disminución de densidad ósea al modificar la placa de implantes para no generar fricción entre el implante y el inserto tibial. Sin embargo, también mencionaron que, estos son resultados preliminares y es necesario llevar un seguimiento a largo plazo para observar el comportamiento del tipo de fijación.

Por otra parte, Nyman *et al.* [28] realizaron la comparativa de cuatro tipos de fijación de implantes tibiales con vástagos largos (120 mm). Los métodos de fijación comparados fueron: a presión, cementado, fijación del vástago mediante tornillos cementados y no cementados. Mediante simulaciones de elementos finitos 2D observaron una considerable disminución de densidad ósea en la fijación a presión y con el uso de tornillos, presentando una baja transmisión de esfuerzos en toda la longitud del vástago. Sin embargo, concluyeron que el uso de tornillos podría ser una alternativa viable para los vástagos largos. En cambio, Correa *et al.* [29] evaluaron experimentalmente un sistema con una fijación extracortical. Observaron un aumento del 20% en la transmisión de estímulo mecánico, y concluyeron que ese diseño puede permitir una reconstrucción del tejido óseo, incrementando el tiempo de vida a largo plazo.

Los tipos de fijación predominantes utilizados son: fijación a presión, el uso de cemento óseo y la combinación de ambos, refiriéndose como cementación híbrida [23], [24]. Cawley *et al.*

[24] reportaron los resultados comparativos de la cementación híbrida y cementación total. Los resultados que obtuvieron mediante ensayos a compresión comprobaron que la cementación total disminuye en mayor medida la concentración de esfuerzos y mediante análisis por elementos finitos, determinaron que una cementación híbrida hace una mejor transmisión de esfuerzos, por lo que habría un menor riesgo de aflojamiento aséptico. A su vez, Chong *et al.* [30] realizaron simulaciones de elementos finitos de los tipos de fijación predominantes. En los resultados obtenidos por las simulaciones se observaron que se produjo una disminución de densidad ósea del 11% para la fijación híbrida y entre un 26 a 29% para la fijación totalmente cementada.

1.2 Materiales utilizados en implantes tibiales

Las aleaciones metálicas prevalecen para la fijación interna y externa de implantes ortopédicos, esto tiene un impacto negativo por las diferentes propiedades mecánicas entre hueso y el implante. Al estar construido en materiales metálicos, el implante presenta una rigidez mayor en comparación con el hueso [31], [32] afectando directamente en la transmisión de estímulo mecánico al hueso. Una de las alternativas para disminuir la aparición de *stress-shielding* es el estudio de otros materiales biocompatibles como cerámicos y polímeros [7], [9], [33]. Eschweiler *et al.* [34] resaltan el excelente desempeño de materiales cerámicos en implantes de tibia y cadera por ser bioinertes, esto quiere decir que tienen una interacción mínima sobre el tejido óseo. Sin embargo, también mencionaron que las geometrías estándar de los implantes no son ideales para este tipo de materiales y, en comparación con los metales, son materiales frágiles.

En la

Tabla 2 se muestran las ventajas y desventajas reportadas por Szczęsny *et al.* [35], de los diferentes materiales que se utilizan en los componentes ortopédicos.

Tabla 2. Ventajas y desventajas de materiales utilizados en implantes tibiales

Material	Ventajas	Desventajas
Acero	• Gran resistencia • Buena ductilidad	• Aflojamiento aséptico • Aparición de corrosión • Deficiente resistencia al desgaste
Aleaciones de titanio	• Biocompatibilidad superior • Baja densidad • Resistente a la corrosión	• Baja resistencia al desgaste • Propiedades tribológicas deficientes • Tóxico por el aluminio y vanadio
Aleaciones de cobalto, cromo y molibdeno	• Gran resistencia • Alta resistencia al desgaste • Resistencia a la corrosión	• Probabilidad de desarrollar alergia al níquel, cromo y cobalto
Cerámicos	• Dureza • Resistencia al desgaste • Buena humectabilidad • Buena biocompatibilidad	• Quebradizo • Gran rigidez • Poca flexibilidad
Polímeros	• Baja densidad • Biodegradable • Fácil de fabricar • Flexible	• Difícil de esterilizar • Propiedades tribológicas deficientes • Absorción de agua y proteínas

Los materiales inteligentes o materiales con memoria de forma, tienen la propiedad única de regresar a su forma original después de un estímulo externo. Los materiales inteligentes se clasifican en dos, aleaciones con memoria de forma (SMA, por sus siglas en inglés) y polímeros con memoria de forma (SMP, por sus siglas en inglés). Ambos materiales regresan a su estado original después de una excitación externa. Algunos de los materiales son: politetrafluoroetileno (PTFE), polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y polieter-eter-cetona (PEEK) [36].

1.3 Longitudes de vástagos

Los vástagos de implantes tibiales se dividen por longitudes: cortos, medianos y largos. Estas dimensiones aún no están completamente estandarizadas, por lo que cada empresa desarrolla el implante ortopédico dentro de un rango de dimensiones [37]. Cada longitud de vástago puede tener un desempeño diferente al ser implantado dependiendo del método de fijación y materiales utilizados; por esta razón, se realizan distintas simulaciones para determinar la respuesta biomecánica del tejido óseo y modificaciones en el implante que puedan disminuir el riesgo del aflojamiento aséptico [38], [39]. La elección de la longitud del vástago depende de características anatómicas y condición del hueso; al no considerar estas características se corre riesgo de atrofiar el hueso e inestabilidad en el implante [40]. La Tabla 3, enlista las ventajas y desventajas de las longitudes de vástagos.

Tabla 3. Ventajas y desventajas de longitudes de vástagos en implantes tibiales [1], [41]

Dimensiones	Ventajas	Desventajas
Corto (30 a 50mm)	• Preservación del tejido óseo • Menor riesgo de resorción ósea • Facilidad inserción	• Menor estabilidad • Mayor riesgo de micro movimientos
Mediano (60 a 110mm)	• Mejor distribución de carga • Balance entre estabilidad y preservación del tejido óseo	• Riesgo de resorción ósea • Concentración de esfuerzos en la punta del implante
Largo (Mayor a 150mm)	• Estabilidad superior • Reducción de la concentración de esfuerzos en la región proximal de la tibia	• Altos índices de riesgo de resorción ósea • Inserción compleja • Concentración de esfuerzos en la punta del implante

1.4 Recubrimientos superficiales del implante

La osteointegración es el proceso de formación de una adherencia estable entre el implante y el hueso circundante, en donde se produce una adherencia física y bioquímica [42]. Algunas aleaciones metálicas y materiales cerámicos tienen la propiedad de ser bioinertes. Un material bioinerte es aquel que no interactúa con el tejido circundante y se mantiene neutral en entornos biológicos, lo que puede resultar en aflojamiento aséptico a largo plazo [7], [42]. En la Tabla 4 se presentan distintas técnicas que mejoran la interacción del implante con las células óseas. Estas técnicas modifican al implante mecánica, física, química o biológicamente [8], [43], [44].

Tabla 4. Ventajas y desventajas de métodos para mejorar la osteointegración [8], [43], [44].

Método	Ventajas	Desventajas
Deposición de plasma	• Buena calidad de revestimiento • Sencillo de realizar • Aplicable a diversos materiales	• Se puede generar oxidación durante el proceso • Propenso a delaminación • Posibilidad de desgaste por diseminación de partículas
Implantación de iones mediante plasma	• Buena biocompatibilidad • Bajo costo • Capas delgadas que no afectan al material	• Producción masiva • Posibilidad de añadir impurezas • Deficiencia en la precisión de implantación
Revestimiento metálico por láser	• Unión fuerte entre el sustrato y el recubrimiento • Sin contaminantes • Automatización sencilla del proceso	• Limitaciones al aplicarlo a gran escala • Equipo costoso
	• Método simple y conveniente para	• Riesgo de fractura • Deficiente control del

Oxidación térmica	producción • El recubrimiento puede potenciar las propiedades mecánicas	proceso
Oxidación anódica	• Resistencia a la corrosión • Proceso electroquímico simple	• Reacciones químicas tóxicas • Atracción de contaminantes • Extremo control en el procedimiento
Autoensamble capa por capa	• Aplicable a diversos materiales • Unión resistente del recubrimiento	• Baja eficiencia de producción • La deposición repetitiva puede contaminar el proceso

1.5 Conclusiones del estado del arte

El fenómeno *stress-shielding* tiene un gran impacto en la falla de implantes y ha llevado a la sinergia de distintas áreas de la ciencia para disminuir su presencia. El aflojamiento aséptico es la consecuencia directa de este fenómeno y se han desarrollado alternativas para prevenir que esto suceda. Sin embargo, es necesario la revisión de un profesional de la salud que analice los distintos factores, como la edad, condición del tejido óseo y salud del paciente.

El método de fijación probablemente sea el factor principal en la supervivencia del implante; el uso de cemento óseo mejora la distribución de los esfuerzos mecánicos en la interfaz hueso-implante, lo que disminuye el riesgo de atrofiar el tejido óseo, a su vez, mejora la adherencia del implante al tejido circundante por la semejanza en la porosidad con el tejido óseo. Sin embargo, este método es principalmente utilizado en pacientes con baja mineralización en los huesos. Por otra parte, la fijación a presión mejora la estabilidad del implante; sin embargo, la sinergia de la rigidez y la superficie metálica del implante, en ocasiones, no es favorable para la estimular el tejido óseo, por lo que, los implantes fijados a presión necesitan una revisión minuciosa y constante para detectar cualquier indicio de aflojamiento aséptico.

La longitud del vástago depende de la condición del hueso. Huesos con una desmineralización en la epífisis requieren de vástagos largos para una fijación en la diáfisis de la tibia, lo cual brinda estabilidad al implante. Sin embargo, un vástago largo promueve en gran medida la aparición del fenómeno *stress-shielding* por la baja transmisión es estímulo mecánico en una sección mayor de hueso. Por lo contrario, los vástagos cortos son menos invasivos, permitiendo una mejor transmisión del estímulo mecánico. Los vástagos medianos, poseen las ventajas de brindar estabilidad y transmitir el estímulo mecánico, sin embargo, al igual que en los vástagos largos, se genera una alta concentración de esfuerzos en la punta, teniendo como consecuencia el desgaste y atrofia del tejido óseo.

La implementación de materiales poliméricos y cerámicos en la manufactura de implantes ortopédicos ha favorecido a disminuir el fenómeno *stress-shielding*; sin embargo, los materiales metálicos aun predominan en el área. La versatilidad de los metales biocompatibles permite que sigan siendo la primera opción frente a una artroplastia de rodilla y dejando el uso de otros materiales a condiciones especiales o adversas, como baja mineralización del hueso, reemplazo del implante metálico, alergia o infección.

Una adecuada osteointegración del implante puede contrarrestar el fenómeno *stress-shielding* porque se genera una fijación natural al hueso, y, por lo tanto, hay una mejor transmisión de estímulo mecánico. El uso de recubrimientos, como el cemento óseo o el plasma, han resultado ser efectivos en asemejar la porosidad del tejido óseo; sin embargo, se trata de técnicas que añaden un tercer elemento que puede tener represalias en la salud. Técnicas como el granallado y el uso de láser, modifican la superficie del implante con el objetivo de generar porosidad para mejorar la osteointegración en la fijación a presión del implante.

Capítulo 2

Definición del problema

2.1 Planteamiento del problema

El fenómeno *stress-shielding* se refiere a un “escudo” generado por el implante, en contra del estímulo mecánico, al no transmitir la magnitud completa de los esfuerzos mecánicos generados por actividades. El estímulo mecánico es parte fundamental del sistema músculo-esquelético para evitar la disminución de densidad ósea y provocar el aflojamiento aséptico del implante. Los factores que favorecen al fenómeno *stress-shielding* son: la diferencia de rigidez entre el implante y el hueso, bajo factor de osteointegración del implante, baja mineralización del hueso, entre otros factores biológicos.

El desarrollo de diversas técnicas para disminuir la incidencia del aflojamiento aséptico ha demostrado ser favorable aplicándolo a los métodos de fijación predominantes y en la longitud de vástago adecuada. Aunque se ha conseguido disminuir la aparición de este fenómeno, aún se desconoce su naturaleza, y se atribuye a que el vástago es más rígido que el hueso, sin embargo, con el uso de otros materiales y recubrimientos aún se presenta el aflojamiento aséptico.

Actualmente, diversos autores utilizan el análisis por elementos finitos para determinar la respuesta biomecánica del tejido óseo y se hace la comparativa variando el método de fijación, dimensiones del vástago e, incluso, análisis de la interacción de las superficies porosas del hueso y vástago. Sin embargo, no se analiza la influencia sobre el proceso de remodelación, ni cómo la transmisión de esfuerzos, es decir, la concentración de los mismos en puntos específicos influye en el proceso de remodelación.

2.2 Objetivos

2.2.1 Objetivo general

Desarrollar una metodología para la estimación del estado de esfuerzos en la interfaz hueso-implante y la respuesta biomecánica del tejido óseo para evitar la pérdida de masa ósea por el efecto del *stress-shielding* en artroplastia total de rodilla.

2.2.2 Objetivos específicos

- Buscar y recopilar información de las condiciones en la interfaz hueso-implante
- Realizar simulaciones de elementos finitos de la interfaz hueso-implante utilizando las condiciones reportadas en la literatura
- Desarrollar modelos CAD de modificaciones en el vástago de implantes tibiales
- Evaluar el estado de esfuerzos de propuestas rediseño para determinar la mejor opción.

2.3 Justificación del problema

El número de artroplastias de rodilla ha ido en aumento en los últimos 20 años a causa del sedentarismo y aumento en los índices de obesidad de la población, enfermedades degenerativas, entrenamiento excesivo, actividades de alto riesgo, entre otros factores. Por lo cual, es necesario el desarrollo e innovación que permita disminuir la posibilidad del aflojamiento aséptico, además de prolongar la vida útil de implantes tibiales.

Aunque hay investigaciones relacionadas a modificaciones de vástagos de componentes tibiales, estas se enfocan en la comparar el desempeño de materiales, modificaciones geométricas y métodos de fijación, dejando de lado la respuesta biomecánica del hueso huésped en un lapso de tiempo, por lo que se requiere de:

- Implementar una metodología para la simulación de la interfaz hueso-implante.
- Realizar un análisis de la respuesta biomecánica del hueso en un lapso de tiempo utilizando diferentes vástagos tibiales.

- Determinar las modificaciones que se realizarán en el vástago para simular la transmisión de esfuerzos mecánicos hacia el hueso.
- Realizar un análisis comparativo de la respuesta biomecánica con modificaciones del vástago de componentes tibiales.

2.4 Alcances y limitaciones

Los alcances de este proyecto son los siguientes:

Con base en la literatura previamente analizada, se definieron las dimensiones que debe tener el vástago de una prótesis. Estas dimensiones deben favorecer la estimulación mecánica que el tejido óseo necesita. Para el análisis de una estimulación mecánica adecuada, se tomó en cuenta el instante de mayor concentración de esfuerzos en la rodilla durante el ciclo de marcha. Otros aspectos considerados se fueron:

- Se definieron las dimensiones del vástago con la menor probabilidad de presentar aflojamiento aséptico.
- Se realizaron simulaciones computacionales considerando cargas naturales durante el ciclo de marcha.
- Se utilizó el proceso de remodelación ósea para estimar la respuesta biomecánica del tejido óseo

Las limitaciones son:

De acuerdo con lo analizado con la literatura, la fijación a presión presenta mayor probabilidad de aflojamiento aséptico. Por otra parte, el uso de cemento óseo funciona como un recubrimiento que asemeja la porosidad del hueso trabecular, permitiendo una mayor adherencia del implante. Por lo que, las limitaciones para la simulación por elementos finitos son:

- Únicamente simular la fijación a presión del implante tibial.

- Se descartaron propiedades y características inherentes del tejido óseo y del vástago del implante.

Capítulo 3

Marco teórico

3.1 Anatomía de la rodilla

La rodilla se considera una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano por sus múltiples grados de libertad. Está compuesta propiamente por dos articulaciones, las articulaciones tibio-femoral y fémur-rotuliana, representadas en la Figura 1 [10]. La rodilla brinda estabilidad al cuerpo mientras soporta grandes cargas y movimientos bruscos en un área relativamente pequeña, por lo que esa zona de la pierna es susceptible a lesiones como ruptura de los tendones, dislocaciones, desgaste de los meniscos. Esto se debe a que, la tibia y el fémur forman el brazo de palanca más largo del cuerpo donde un aumento excesivo de fuerza o momento flector repercute en una lesión [45], [46].

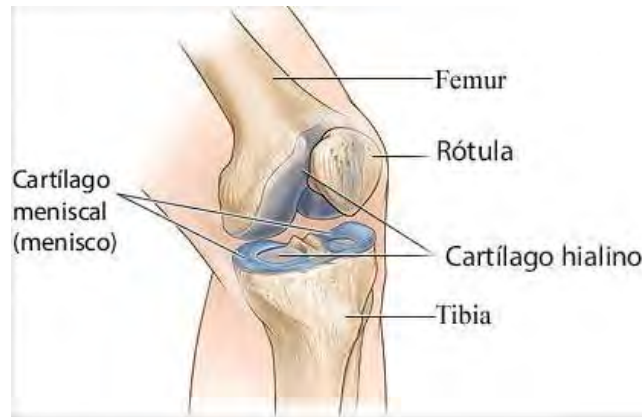


Figura 1 Anatomía de la rodilla [45]

La Figura 2a muestra el concepto erróneo de un eje de rotación fijo en la articulación tibio-femoral, por lo que compararlo con una bisagra no es lo correcto. Por otra parte, la Figura 2b describe el eje de rotación de la articulación que cambia conforme el fémur se desliza sobre los cóndilos cóncavos de la tibia [47]. Para evitar que haya un contacto directo de los huesos, estos están recubiertos en la zona de contacto por un tejido cartilaginoso denominado menisco [45], [46]. La función de los meniscos es facilitar el movimiento y disminuir el impacto entre articulaciones; el desgaste de este tejido puede deberse a enfermedades

degenerativas y actividades de alto impacto, limitando el movimiento ocasionado por el dolor de contacto de hueso con hueso y una menor distribución de la carga (Figura 3) [11], [45].

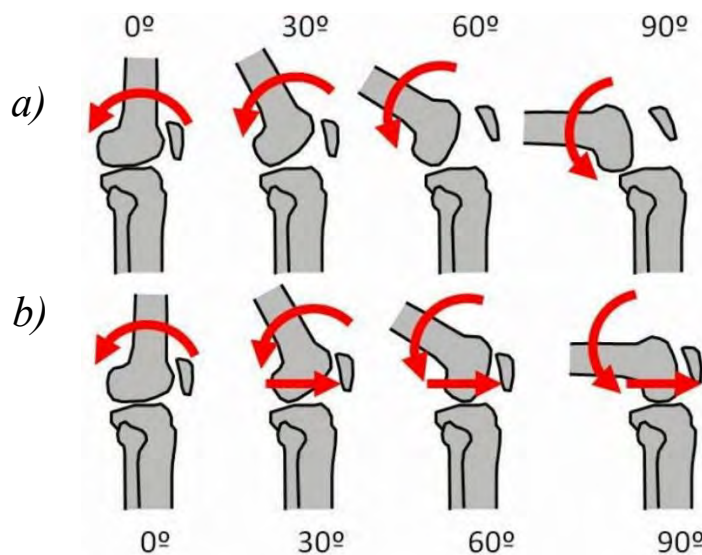


Figura 2. a) Eje de rotación incorrecto del fémur sobre la tibia, b) Eje de rotación correcto sobre del fémur sobre la tibia [11].

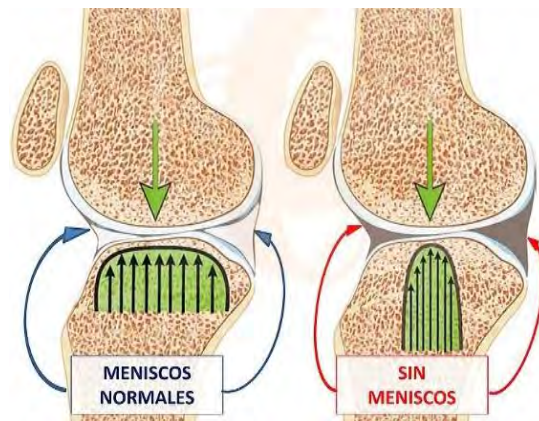


Figura 3. Distribución de cargas de los meniscos en las articulaciones [48].

La unión entre articulaciones se logra mediante los músculos y ligamentos, pero son los ligamentos los que mantienen la articulación en su lugar y proporcionan estabilidad cuando son sometidos a esfuerzos normales, cortantes y de torsión. En la rodilla están presentes dos ligamentos, estos son [24]:

- Ligamento cruzado anterior: está configurado en dos bandas, ante-medial y post-lateral, la primera banda se tensa en la flexión y la segunda en extensión. Este ligamento se coloca horizontal en flexión y actúa como una restricción a la traslación

antero-tibial y como una restricción secundaria para la rotación interna e hiperextensión.

- Ligamento cruzado posterior: Este ligamento funciona como una restricción primaria en la post traslación de la tibia sobre el fémur y como una restricción secundaria para la rotación externa.

3.2 Ciclo de Marcha

En la Figura 4 se muestra la división del cuerpo humano en los diferentes planos sagitales, lo que permite tener una mejor referencia anatómica, además de permitir determinar que el movimiento predominante en la pierna ocurre en el plano transversal con la extensión-flexión [11], [12].

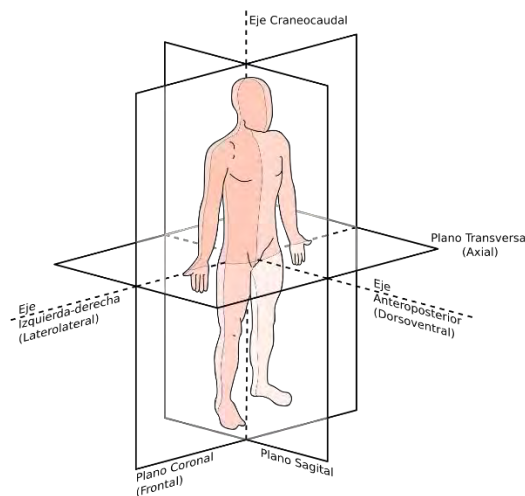


Figura 4. Planos anatómicos [49].

Como se mencionó anteriormente, la articulación de la rodilla no es una articulación de bisagra, si no que se trata de un conjunto de traslaciones y rotaciones. La rodilla es una articulación de seis grados de libertad, los cuales consisten en tres rotaciones (flexión-extensión, rotación axial y aducción-abducción), y tres traslaciones (anterior-posterior, medial-lateral y anterior-posterior), como se muestra en la Figura 5 [11], [12].

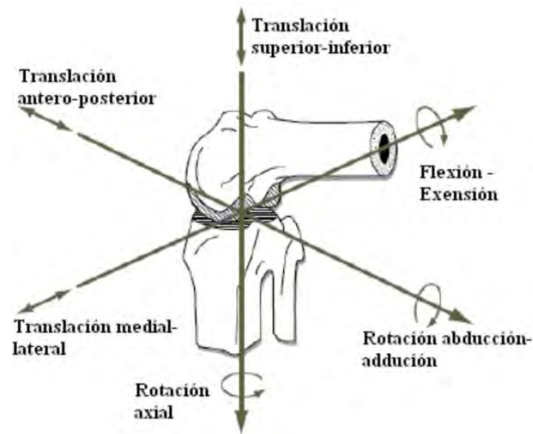


Figura 5. Grados de libertad de la rodilla (modificada por Abúndez de [50]).

Los movimientos mostrados en la Figura 5 ocurren de la siguiente manera:

- Superior-inferior: compresión o separación de las superficies del fémur y la tibia a lo largo de sus ejes.
- Anterior-posterior: translación de atrás hacia adelante del fémur sobre la tibia.
- Medial-lateral: traslación de lado a lado del fémur que se desliza sobre la tibia.
- Flexión- extensión: rodamiento del fémur sobre la tibia.
- Axial: rotación de la tibia alrededor de su eje.
- Aducción-abducción: rotación de la tibia en el plano frontal.

La marcha es el movimiento motriz del cuerpo que se consigue con la sincronización de extremidades, y la actividad más simple de la marcha es el caminar. La marcha involucra la forma, posición y función de las estructuras musculoesqueléticas, las cuales están restringidas por músculos, ligamentos y capsulares de las articulaciones [25,26]. El ciclo de marcha se define como, el intervalo de tiempo que transcurre desde que el talón del pie está en contacto con el suelo hasta que el mismo vuelva a estar en contacto con el suelo, como se muestra en la Figura 6. El ciclo de marcha se clasifica en dos partes: fase de postura o apoyo y la fase de balanceo, y en total tiene una duración de aproximadamente un segundo.

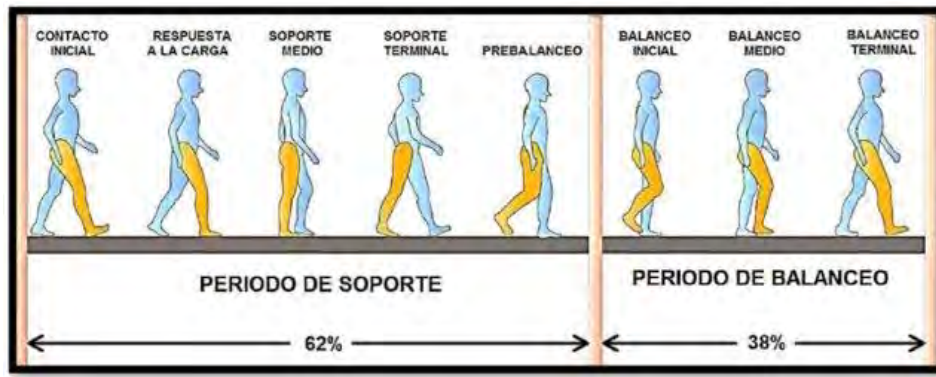


Figura 6. Fases del ciclo de marcha [51].

La Figura 7 muestra el rango de flexión de la rodilla es de 0° a 135° , aunque estos ángulos pueden tener variaciones por el peso, altura y marcha de una persona, hasta irregularidades del terreno y velocidad de la marcha [11]. Durante la marcha se generan cargas en la rodilla y es durante la flexión cuando estas aumentan considerablemente en comparación con la extensión. Sin embargo, la flexión durante la fase de balanceo es cuando se presenta este aumento de las cargas y que pueden aumentar hasta 3.5 veces el peso corporal en actividades como el ascenso y descenso de escaleras, ponerse de pie y correr.

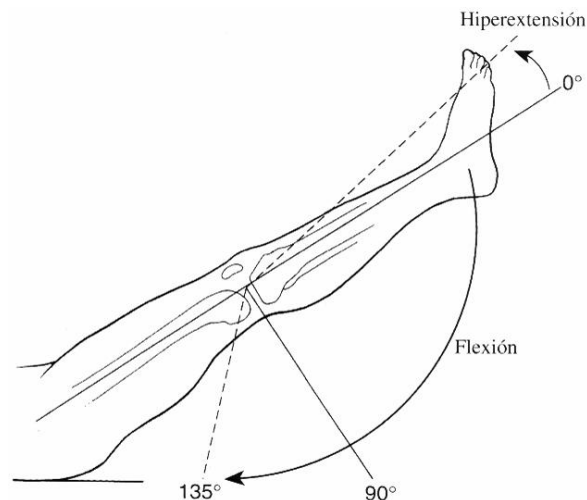


Figura 7. Amplitud en extensión de la pierna [11].

Diferentes actividades generan diferentes configuraciones de cargas, y es de las actividades que depende la magnitud y el ángulo en el que se aplica la fuerza sobre la rodilla. De manera natural el eje de la pierna no forma un ángulo de 90° con respecto al suelo; el eje mecánico de la pierna está conformado por las articulaciones coxofemoral, tibiofemoral y talocrural, y

tiene una inclinación de 3° respecto a la vertical; además la tibia forma un ángulo entre 170° a 175° con respecto al fémur, como se muestra en la Figura 8 [11], [52].

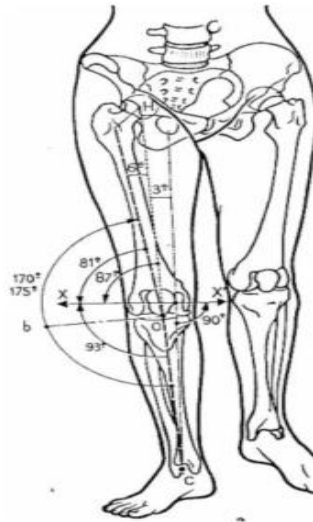


Figura 8. Ángulos respecto al eje de la pierna y la horizontal (modificado por Abúndez de [53]).

Las fuerzas y momentos que actúan a través de la articulación de la rodilla activan los músculos y tendones, creando fuerzas de contacto en los meniscos y esfuerzos en la epífisis proximal de la tibia. En la investigación de Kutzner *et al.* [52] determinaron la magnitud y el ángulo de las fuerzas que actúan sobre el implante tibial de pacientes con artroplastia de rodilla en ocho actividades cotidianas. Las actividades son: estar de pie en una y dos piernas, sentarse, pararse, caminar, subir y bajar escaleras, y caminata inclinada. La Figura 9 muestra los resultados obtenidos y concluyeron que la fuerza promedio de la mayoría de actividades era 2.5 veces el peso del cuerpo. Por otra parte, el descenso de escaleras sobresale al promediar 3.5 veces el peso del cuerpo considerando el ciclo completo en un rango de ángulos de 80° a 95° .

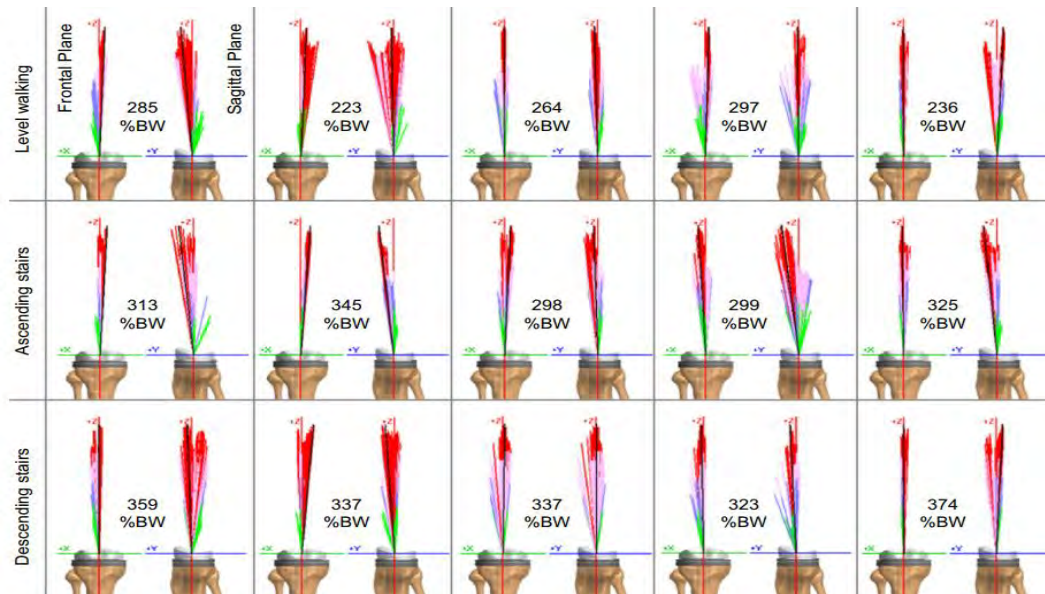


Figura 9. Peso corporal que actúa sobre el inserto tibial en actividades cotidianas [52].

3.3 Proceso de remodelación ósea

La remodelación ósea se refiere al proceso natural de los huesos en el que las células óseas se encargan de generar tejido nuevo para mantener en óptimas condiciones a los huesos [54], [55]. La Figura 10 muestra ambas estructuras óseas, hueso cortical y trabecular, y en ambas ocurre el proceso de remodelación. El proceso de remodelación puede verse afectado por deficiencia de vitaminas y minerales, sedentarismo, consumo prolongado de algunos medicamentos, etc. [13].

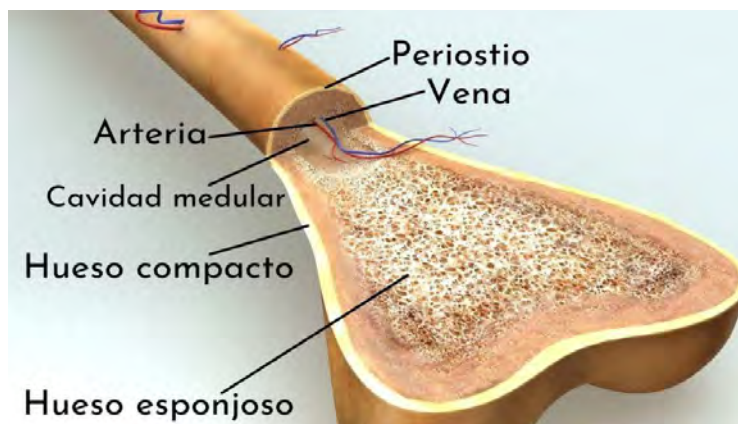


Figura 10. Estructura interna del hueso [45].

En la Figura 11 se muestra un esquema del proceso que siguen los tres tipos de células que regulan la homeostasis del hueso; los osteoclastos son las células encargadas del proceso de resorción, en donde se elimina el tejido óseo dañado o viejo y que es identificado por los osteocitos para, posteriormente, los osteoblastos se encargan de la formación de tejido óseo nuevo [55].

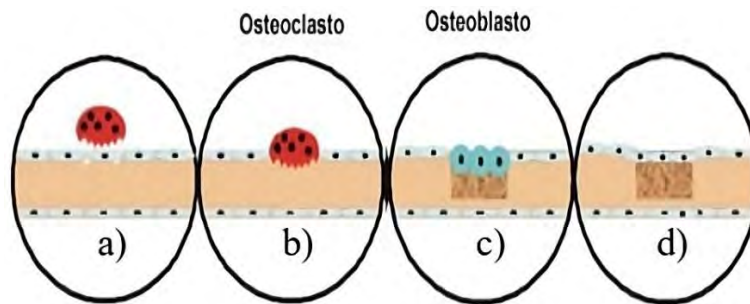


Figura 11. Proceso de remodelación, a) Activación de la resorción, b) Eliminación del tejido óseo, c) Generación de tejido óseo, d) Fase de reposo [55].

Se le considera como padre de la remodelación ósea al cirujano ortopedista Harold Frost por introducir el concepto de remodelación ósea en los 60's. Sus estudios se centraron en el proceso biológico de remodelación y sanación de los huesos [14]. Sin embargo, el estudio de la composición y resistencia de los huesos ya había comenzado por el anatomista Julius Wolff en 1867 [56], [57], [58]. Las contribuciones que realizó Wolff permitieron formular la *Ley de la remodelación* o *Ley de Wolff*, la cual establece que “un hueso sano se adaptará a las cargas a las que es sometido”. Esto quiere decir que el hueso adaptará su densidad ósea en función de la magnitud y frecuencia en la que el estímulo mecánico actúe sobre el mismo tejido; los diferentes tipos de fuerza se muestran en la Figura 12.

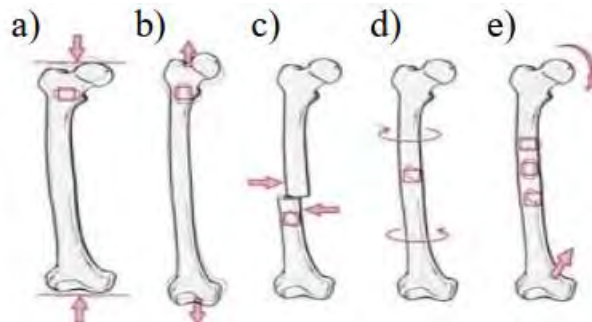


Figura 12. Esfuerzos aplicados sobre los huesos [59]

Las fuerzas mecánicas que actúan sobre los huesos producen microdeformaciones (ε) en el tejido óseo, como se muestra en Figura 13a; estas microdeformaciones son interpretadas por el hueso como el estímulo a adaptar su densidad ósea (ρ), representado en la Figura 13b. Un factor importante de la remodelación ósea, es que no trabaja a la misma velocidad en todos los huesos, incluso en un mismo hueso puede haber secciones con mayor densidad ósea [59].

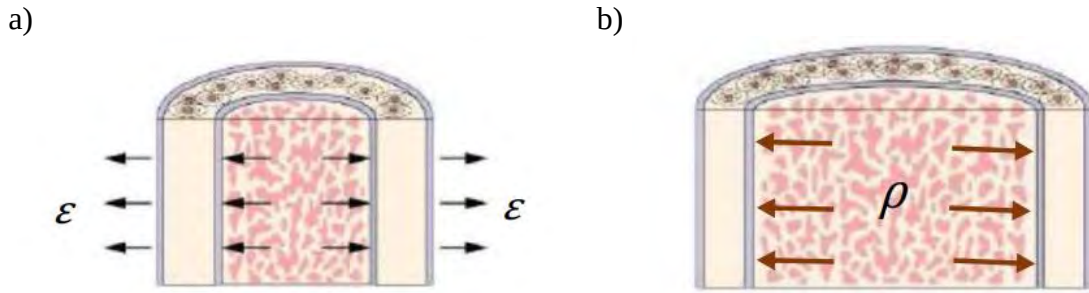


Figura 13. Deformaciones en el tejido óseo [45].

En las investigaciones de Frost [14], [60], se reporta la relación matemática a las observaciones cualitativas de Wolff, estableciendo que el estímulo mecánico se define como la razón de cambio de la densidad ósea en función del tiempo (Ecuación 1) (dp/dt), esta razón de cambio se representa como:

$$\frac{dp}{dt} = B(S - k), 0 < p \leq p_{max} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde S representa el estímulo mecánico que recibe el hueso, k es el valor de referencia al que tiende S , y B es una constante determinada experimentalmente [61], [62].

Huiskes *et al.* [62] reportaron el uso de la densidad de energía de deformación (U) como la variable de control para determinar el estímulo mecánico (S) en la Ecuación 1. La densidad de energía de deformación se define como, el almacenamiento de energía por unidad de volumen; se representa de la siguiente manera:

$$U = \frac{\sigma \varepsilon}{2}$$

Ecuación 2

Donde σ es esfuerzo y ε la deformación unitaria del elemento.

El cálculo de la deformación unitaria es la relación entre el esfuerzo σ y el módulo elástico E y se representa como:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

Ecuación 3

Sustituyendo la Ecuación 3 en la Ecuación 2, se obtiene que la densidad de energía de deformación se puede representar como:

$$U = \frac{\sigma^2}{2E}$$

Ecuación 4

En las investigaciones de Fyhrie y Carter [63], [64] reportaron una correlación entre la energía que es capaz de almacenar el tejido óseo dependiendo de la densidad ósea que posea el hueso, por lo que el estímulo mecánico S de la Ecuación 1 se presenta como U/ρ . Posteriormente, observaron que el mantenimiento de la densidad ósea actúa de acuerdo al historial de cargas en términos de los valores de energía de deformación. El historial de cargas se obtiene del cálculo individual y se considera como una iteración n realizada. El cálculo de historial de cargas se expresa como:

$$U_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n U_i$$

Ecuación 5

La Ecuación 1 ahora se representa como:

$$\frac{d\rho}{dt} = B \left(\frac{U_a}{\rho} - k \right)$$

Ecuación 6

Huiskes *et al.* [61] resuelven la Ecuación 6 mediante la integración de Euler y utilizando un valor de tiempo constante obtienen la siguiente expresión:

$$\Delta\rho = B\Delta t \left(\frac{U_a}{\rho} - k \right)$$

Ecuación 7

Donde: $\Delta t = 30$ ut (unidades arbitrarias de tiempo), $B = 1 \frac{(\text{g/cm}^3)^2}{\text{MPa}\cdot\text{ut}}$ y $k = 0.004 \text{ J/g}$ [1], [61].

En la Figura 14 se presenta un diagrama de la metodología propuesta en investigaciones para la simulación del proceso de remodelación [1], [13], [61]. En la metodología, se propone realizar una simulación bajo condiciones iniciales de carga y densidad ósea, para obtener valores de esfuerzos y deformaciones en el tejido óseo. Esto permite calcular la densidad de energía de deformación con la Ecuación 4 y, con los valores obtenidos calcular la nueva densidad ósea con la Ecuación 7, en donde, si se cumplen las condiciones de equilibrio se detendrían las iteraciones, pero si no se cumple alguna de las condiciones, se calcularía el modelo elástico con respecto a la densidad ósea obtenida.

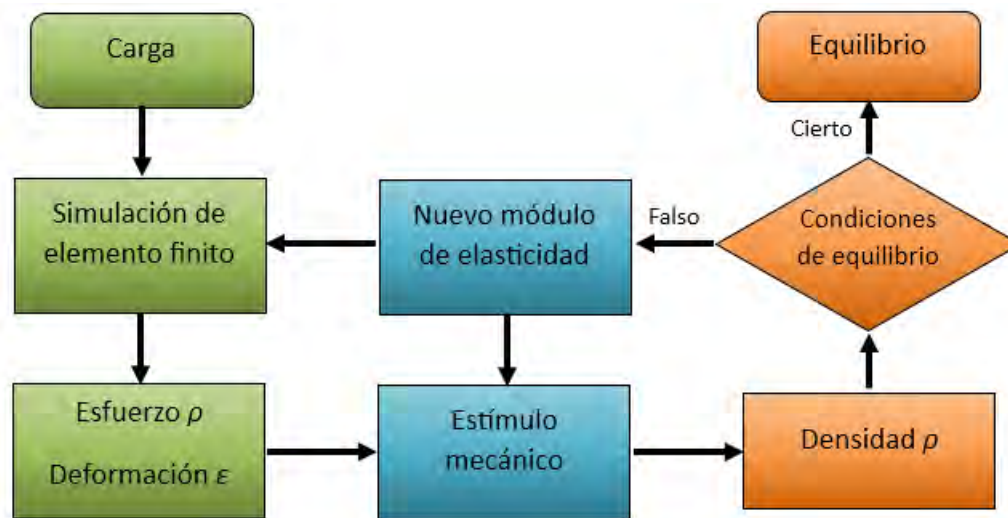


Figura 14. Diagrama de flujo de la remodelación ósea en combinación con simulación por elementos finitos

El cálculo del proceso de remodelación se detiene cuando se alcanzan las condiciones de equilibrio:

$$\frac{U}{\rho} = k ; \rho_{min} \leq \rho \leq \rho_{max} \quad \text{Ecuación 8}$$

Donde: $\rho_{min} = 0.01 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{max} = 1.94 \text{ g/cm}^3$ [1], [65].

3.4 Modelo de correlación de la densidad ósea y el módulo elástico

En la actualidad, se tiene identificado que la variación de la densidad ósea modifica las propiedades mecánicas de los huesos. Rosa *et al.* [58] reportaron en su investigación que Galileo Galilei fue el primero en realizar esta observación en el siglo XIX y que fue en 1847 cuando Wertheim comenzó el estudio de las propiedades mecánicas de los huesos. También, mencionan que fue en 1867 cuando Wolff tomó como referencia las investigaciones de Wertheim, permitiéndole plantear el proceso de remodelación ósea. En 1977, Carter y Hayes [66] fueron los primeros en proponer un modelo de correlación entre el módulo elástico y la densidad ósea. Sin embargo, se ha encontrado que no es el único modelo utilizado en la literatura. A continuación, se presentan los modelos de correlación entre densidad ósea y el módulo elástico, y su comportamiento cuando se evalúan con valores lineales.

3.4.1 Modelo de correlación de Carter y Hayes

Carter y Hayes [66] realizaron pruebas en huesos humanos y bovinos aplicando una carga a compresión para determinar la correlación empírica entre la densidad ósea, la resistencia a la compresión del hueso, módulo elástico y deformación, permitiéndoles proponer un modelo de correlación que representa la influencia de la densidad ósea (ρ) sobre la resistencia de los huesos (E) (Ecuación 9). Las pruebas experimentales determinaron otros factores que afectan a las propiedades mecánicas del hueso, como el tamaño, espesor y dirección de las trabéculas en el tejido esponjoso.

$$E = 3790\rho^3$$

Ecuación 9

3.4.2 Modelo de correlación de Jacobs

Los hallazgos de Jacobs [67] consisten en que, mediante herramientas computacionales aplicadas sobre un modelo de fémur bidimensional, plantearon un modelo de correlación entre la densidad ósea y el módulo elástico (Ecuación 10). El objetivo principal fue analizar el modelo de correlación de Carter, observando que la orientación de las trabéculas influye en el proceso de remodelación del hueso en casos específicos y complementando con una nueva correlación entre la densidad ósea y el coeficiente de Poisson (ν) (Ecuación 11). Jacobs reporta que las trabéculas con mayor resistencia están alineadas con la dirección del mayor esfuerzo aplicado sobre el hueso.

$$E_{Jacobs} = \begin{cases} 2014\rho^{2.5} & \text{si } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763\rho^{3.5} & \text{si } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

Ecuación 10

$$\nu = \begin{cases} 0.2 & \text{si } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32 & \text{si } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

Ecuación 11

3.4.3 Modelo de correlación de Hernández

Hernández [68] remarca en su investigación que aún no hay una explicación certera de la interacción entre la densidad ósea y el contenido mineral, y cómo la sinergia de ambas influye sobre las propiedades mecánicas del hueso. Apoyándose en los datos obtenidos por Keller [69], Hernández planteó un modelo de correlación (Ecuación 12), para el cálculo del módulo elástico que considere la densidad ósea y el contenido mineral.

$$E_{Hernández} = 3388\rho^{2.58}$$

Ecuación 12

3.4.5 Modelo de correlación de Zhu

Fang *et al.* [70] y Jia *et al.* [71] reportaron el modelo propuesto por Zhu [72], el cual describe la relación entre el módulo elástico y la densidad ósea (Ecuación 13), de acuerdo con la adaptación de la microestructura interna de los huesos (hueso cortical). En la investigación dirigida por Fang [73], menciona que la expresión de Zhu es más específica en describir la correlación de ambas propiedades al establecer un mayor número de límites y ecuaciones.

$$E_{Zhu} = \left\{ \begin{array}{l} 1007\rho^2 \text{ si } \rho \leq 0.25 \text{ g/cm}^3 \\ 255\rho \text{ si } 0.25 < \rho \leq 0.4 \text{ g/cm}^3 \\ 2972\rho^2 - 933\rho \text{ si } 0.4 < \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763\rho^{3.25} \text{ si } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{array} \right\} \quad \text{Ecuación 13}$$

3.4.6 Comparativa de los modelos presentados

La Tabla 5 muestra los valores obtenidos por Caeiro *et al.* [59] en la caracterización de la resistencia máxima del hueso bajo diferentes ensayos mecánicos y el módulo elástico para cada ensayo. En su investigación describe que la variación de los valores se debe a la porosidad y edad de la muestra.

Tabla 5 Valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso humano para distintos tipos de ensayos [59].

Ensayos de compresión	Resistencia	167-213 MPa
	Módulo elástico	14.7-34.3 GPa
Ensayos de tracción	Resistencia	107-170 MPa
	Módulo elástico	11.4-29.2 GPa
	Resistencia	103-238 MPa

Ensayos de flexión	Módulo elástico	9.8-15.7 GPa
--------------------	-----------------	--------------

En la Figura 15 se presenta una comparativa de los modelos de correlación presentados. Los resultados muestran una similitud en la tendencia de las curvas. Sin embargo, se observa que a partir de 0.6 g/cm^3 hay una separación en el comportamiento de las curvas; los modelos de Carter y Hernández tienen un comportamiento similar hasta un valor aproximado de 0.8 g/cm^3 , mientras que, los modelos de Jacobs y Zhu mantienen una semejanza hasta un valor de 1.2 g/cm^3 de densidad ósea.

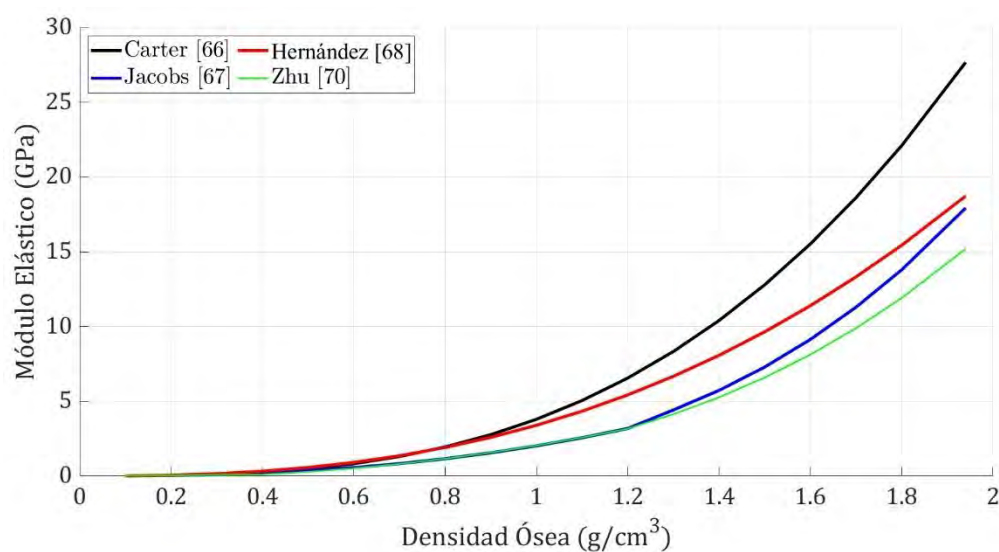


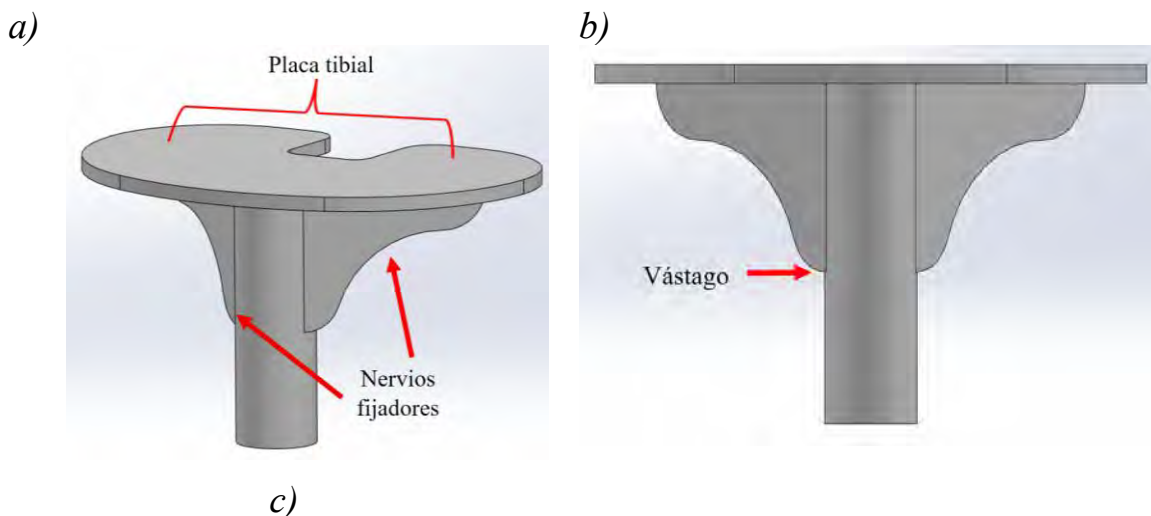
Figura 15. Comportamiento del módulo elástico en función de la densidad ósea.

Capítulo 4

Respuesta biomecánica del tejido óseo con implante tibial

4.1 Modelos CAD de la tibia y componente tibial

Realizar modelos CAD (diseño asistido por computadora, por sus siglas en inglés) ofrece distintas ventajas, como modificaciones a la geometría, optimizaciones de diseño, verificación de errores antes de su manufactura, etc. En la investigación de Abúndez [74] se presentan las dimensiones de un componente e inserto tibial estándar con las cuales, se tomaron como referencia para realizar los modelos 3D. Las Figuras 19a y 19b muestran una vista isométrica y frontal, respectivamente, del modelo CAD del implante tibial y la Figura 16c muestra la vista isométrica del inserto tibial, ambos modelos 3D se realizaron en el software SolidWorks (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp.). En el Apéndice A se presentan los planos de los modelos CAD elaborados para este trabajo.



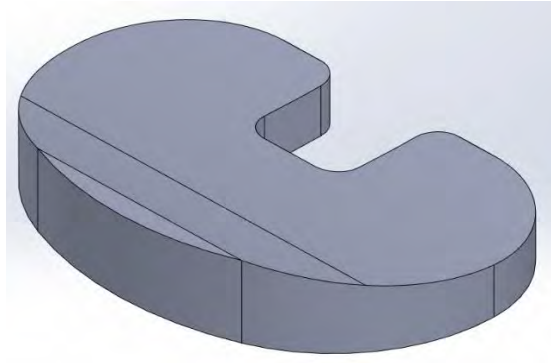


Figura 16. a) Vista isométrica del componente tibial, b) Vista frontal del componente tibial, c) Vista isométrica del inserto tibial. Con información de la literatura [74] usando SolidWorks.

En la literatura se menciona que, se pueden suprimir los elementos que evitan las rotaciones del implante siempre y cuando el análisis de esfuerzos se haga sobre el eje horizontal [6], [75]. La Figura 17 muestra el componente tibial simplificado.

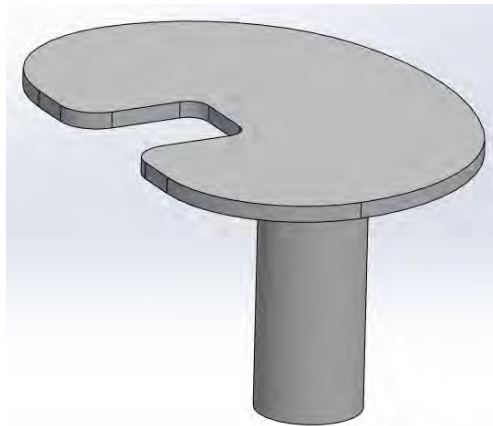


Figura 17. Vista isométrica del implante tibial en SolidWorks.

En la literatura hay registro del uso de modelos representativos 2D y 3D de la tibia [1], [5], [18], [24], [28]; sin embargo, estos modelos carecen de la particular asimetría de los huesos. En caso contrario, otras publicaciones realizan el modelado de la tibia mediante tomografías computarizadas o el escaneo del hueso [13], [76], [77]. Al no contar con referencias precisas de las dimensiones de la tibia, se recurrió a los datos reportados por Hernández *et al.* [78] y literatura en anatomía [45], [46], y con el software Blender 3.6 (Blender Foundation) se realizó el modelo 3-D de la tibia, como se muestra en la Figura 18.

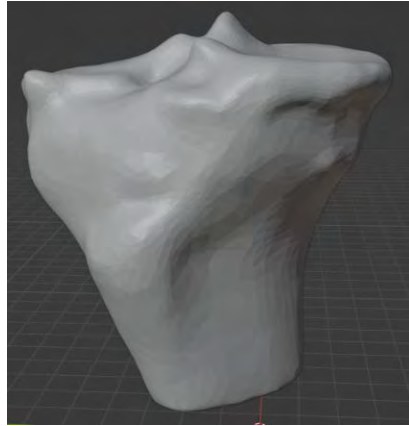


Figura 18. Vista isométrica del modelo de la epífisis proximal de la tibia con información de la literatura [45], [46] usando Blender 3.6.

El software Blender 3.6 está enfocado al diseño y animación, por lo que el modelo generado fue de tipo STL (lenguaje estándar de triángulos, por sus siglas en inglés). Para pasar de un modelo tipo STL a un modelo sólido se siguió un proceso de utilizar distintos softwares, la metodología se observa en la Figura 19. En diferentes investigaciones [4], [39], [76] se realiza un proceso similar. Se observó que se emplea una técnica de escaneo del hueso mediante tomografías computarizadas para posteriormente generar el modelo sólido del hueso. La metodología comienza con el modelo tipo STL hecho en Blender 3.6, para posteriormente utilizar el software Repetier-Host (Hot-World GmbH & Co.Kg), con el cuál se analizó el modelo en busca de inconsistencias y brechas en la superficie. Posteriormente, con el software Catia v5R20 (Dassault Systèmes) se generó un modelo 3D tipo STEP (Estándar para el Intercambio de Datos de modelo de Producto, por sus siglas en inglés).

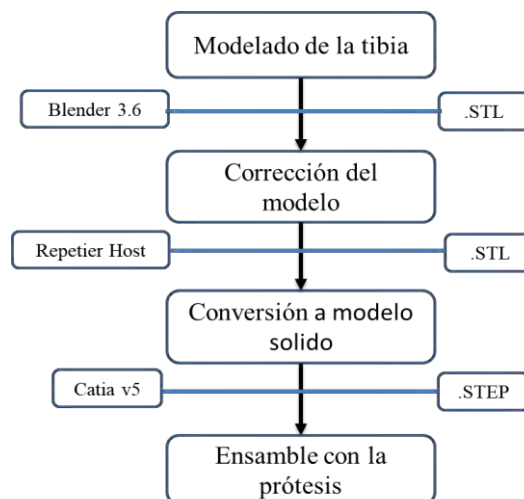


Figura 19. Metodología para la conversión de un archivo STL a STEP.

Siguiendo la metodología de la Figura 19 se obtiene un modelo sólido tipo STEP. En la Figura 20 se muestra el modelo que se exportó al software SolidWorks para realizar modificaciones para el ensamble del resto de componentes involucrados en una artroplastia de rodilla

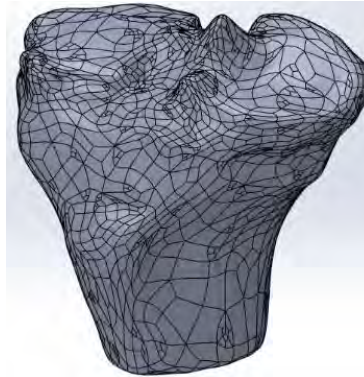


Figura 20. Vista isométrica del modelo sólido de la tibia.

En la Figura 21a se muestra el corte en los cóndilos de aproximadamente 2 cm y un barreno ciego de $36 \text{ mm} \times \varnothing 14.5 \text{ mm}$, estas dimensiones son un estándar en artroplastias de rodilla [79], para posteriormente realizar un ensamble de todos los modelos, como se muestra en la Figura 21b. En la Figura 17 se observa que el diámetro del vástago es mayor al diámetro del barreno, por lo que se produce una fijación a presión o ajuste por interferencia. El valor de interferencia en artroplastias de rodilla es entre 0.9 y 1.2 mm, aunque esto es a consideración del especialista [79]. Sin embargo, se ha demostrado que una interferencia de 0.5 a 0.7 mm es adecuada para la fijación a presión por disminuir el riesgo de daño al tejido óseo al momento de la fijación [80].

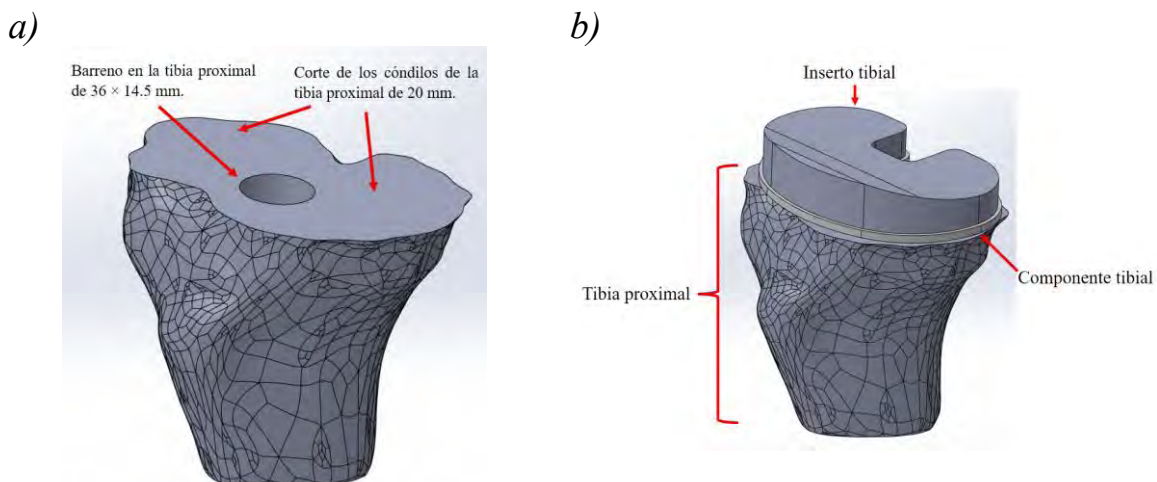


Figura 21. a) Vista isométrica de los cortes en el modelo sólido de la tibia, b) Vista isométrica del ensamble.

4.2 Simulación de la interfaz hueso-implante

De acuerdo con la literatura, aun cuando el hueso es un material anisotrópico debido al tejido óseo trabecular, en donde la orientación de las trabéculas determina la dirección de mayor resistencia, para el análisis por elementos finitos se puede considerar como isotrópico y linealmente elástico [20], [30]. El módulo elástico se determinó utilizando el modelo de correlación de Carter y Hayes (Ecuación 9) con un valor inicial de densidad de 0.8 g/cm^3 con un coeficiente de Poisson de 0.3. El material más utilizado en implantes ortopédicos es la aleación de titanio, aluminio y vanadio (Ti6Al4V) por su resistencia y biocompatibilidad [7], [35]. El material del inserto tibial es polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW). Ambos materiales se consideraron linealmente elásticos e isotrópicos [76], [77] y sus propiedades mecánicas se presentan en la Tabla 6.

Tabla 6. Propiedades mecánicas de los materiales.

Material	Módulo de elasticidad E (GPa)	Coeficiente de Poisson (ν)
Hueso [30]	1.94	0.3
Ti6Al4V [20], [30]	110	0.3
UHMW [6], [20]	0.69	0.46

Al exportar el ensamble al software Abaqus se definen los tipos de contacto entre las superficies de las caras. Para el contacto entre el barreno y el vástago se asigna un contacto tipo *Superficie a Superficie*, representado en la Figura 22a. Se añade la característica de ajuste por interferencia en el tipo de contacto, y se añade la propiedad de un coeficiente de fricción; para este análisis se añadió un coeficiente de fricción de 0.8 [81]. Otro tipo de contacto que se añadió fue el de *atadura*, el cual se define más como una restricción para que no ocurra un sobre posicionamiento entre las superficies relacionadas. Este tipo de contacto se asignó a la superficie superior de la tibia con la superficie inferior de la placa del implante y a la superficie inferior del inserto con la superficie superior de la placa del implante, como se muestra en la Figura 22b.

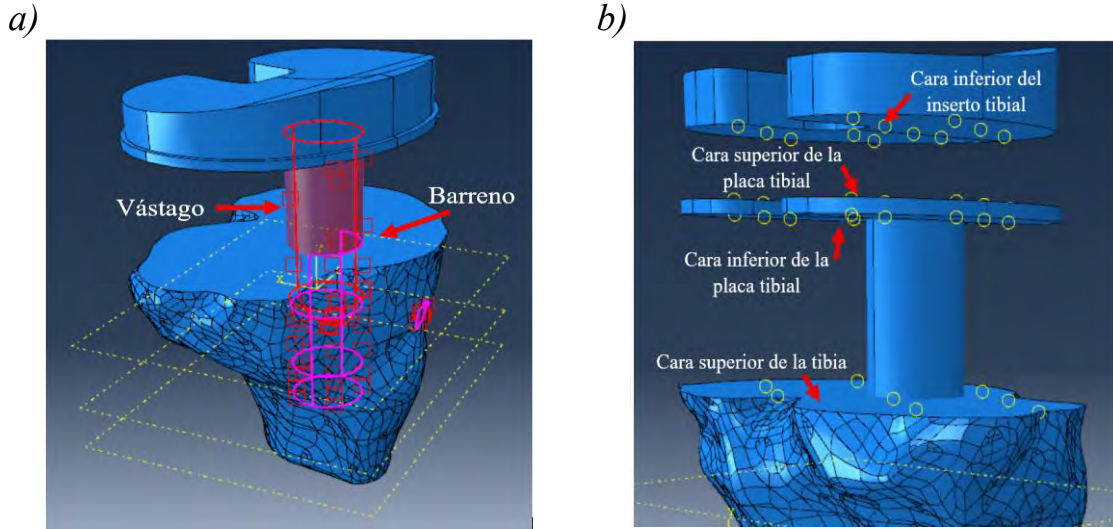


Figura 22. Contacto Superficie a Superficie entre el vástago y el barreno de la tibia.

4.3 Condiciones de frontera

Para la simulación por elementos finitos de la interfaz hueso-implante, se simulará el punto de mayor carga en el ciclo de marcha. El intervalo de mayor carga aplicada es de 2.5 el peso corporal entre la fase de postura y la fase de balance, representado en la Figura 6. Para este caso de estudio se consideró un peso de 90 kg. Autores [6], [65], [76] reportan una distribución de la carga dividida en un 60% sobre el cóndilo medial y un 40% sobre el cóndilo lateral, como se muestra en la Figura 23a. En la Figura 23b se muestra una restricción de *encastre* sobre la cara inferior de la tibia, restringiendo las rotaciones y traslaciones del ensamble.

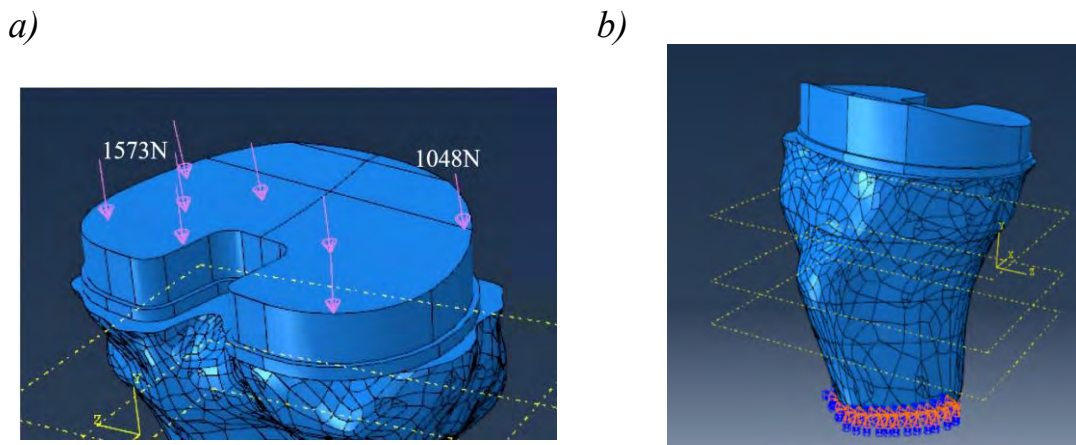


Figura 23. a) Carga aplicada sobre el cóndilo medial, b) Restricción de encastre.

En Figura 24 se presentan las regiones de interés (ROIs) en la interfaz hueso-implante de un componente tibial, se establecieron cinco regiones por lado, medial (M) y lateral (L), con el objetivo de delimitar los datos de esfuerzo y energía de deformación para un cálculo más preciso de la densidad ósea. Las regiones de interés tienen un área de 3.5 cm^2 y se dividieron a través de la longitud del vástago, cada región de interés tiene 1 cm de alto, además se añadió una ROI en la punta del vástago (ROI-P) [1], [22], [82].

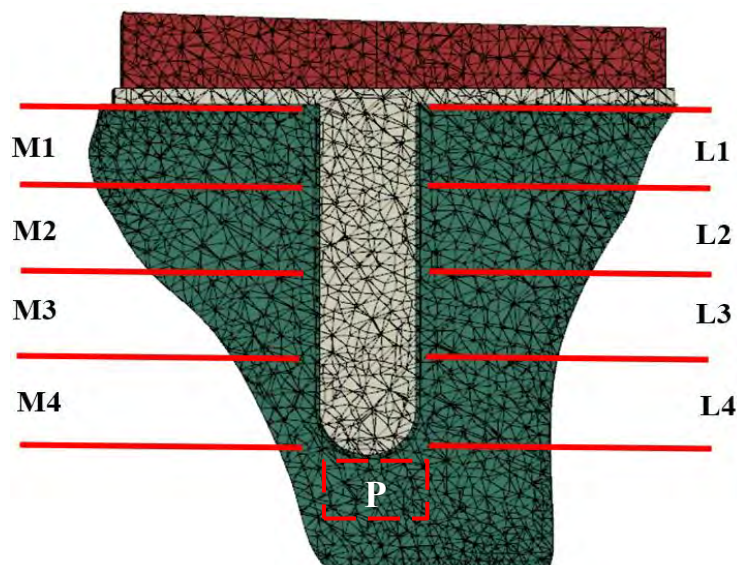


Figura 24. Regiones de interés en la tibia, a) ROI-M, b) ROI-L, c) ROI-P

En las simulaciones de elementos finitos, existen dos factores de gran relevancia para la validez de los resultados, el tipo y el número de elementos empleados. En la literatura referente a simulaciones de la interfaz hueso-implante, se ha reportado el uso de elementos tetraédricos a causa de su mejor adaptación a geometrías irregulares [15]. Sin embargo, existe disparidad en el número de elementos utilizados. Con base en la literatura reportada, se emplean elementos finitos tetraédricos para el mallado de los tres sólidos que conforman el ensamble. Para la selección del número de elementos, la Figura 25 presenta un análisis de refinamiento de malla, al medir la convergencia del esfuerzo en las regiones de interés, empleando elementos tetraédricos C3D4 de orden lineal, una densidad ósea y módulo de elástico del hueso constante de 0.8 g/cm^3 y 1.94 GPa respectivamente. Como se observa en la Figura 25, a partir de 115 mil la variación entre los resultados de esfuerzo es menor al 1%. Por lo tanto, se estableció un número de 121 mil elementos para las simulaciones.

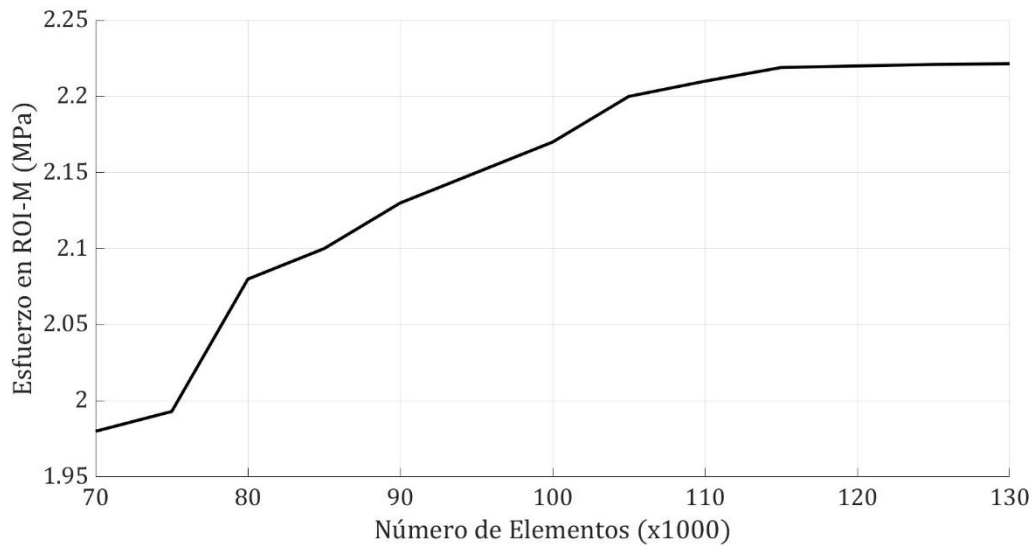


Figura 25. Curva del refinamiento del mallado para la simulación del proceso de remodelación.

Se siguió la metodología de la Figura 14 para la simulación del proceso de remodelación, utilizando los modelos de correlación presentados en la Ecuación 9 a la Ecuación 13. Los resultados obtenidos de evaluar el comportamiento de los modelos de correlación se observan en la Figura 26, y se presenta una comparativa gráfica. En las gráficas se observa el aumento del módulo elástico en ROI-M1 y ROI-L1 conforme se incrementa el número de iteraciones, así como una tendencia similar entre las curvas para ambas zonas de interés. Al analizar los resultados, se observó que el modelo de correlación de Carter y Hayes [66] representa el proceso de remodelación ósea de una forma más fiel a la realidad al comparar con los datos reportados por Caeiro [59] para el valor del módulo elástico en ensayos a compresión, esto se debe a que los resultados obtenidos caen en un valor intermedio de la Tabla 5. Por otra parte, se observa que el modelo de Zhu es más conservador, los valores obtenidos utilizando ese modelo son cercanos al límite inferior a los reportados por Caeiro en la Tabla 5.

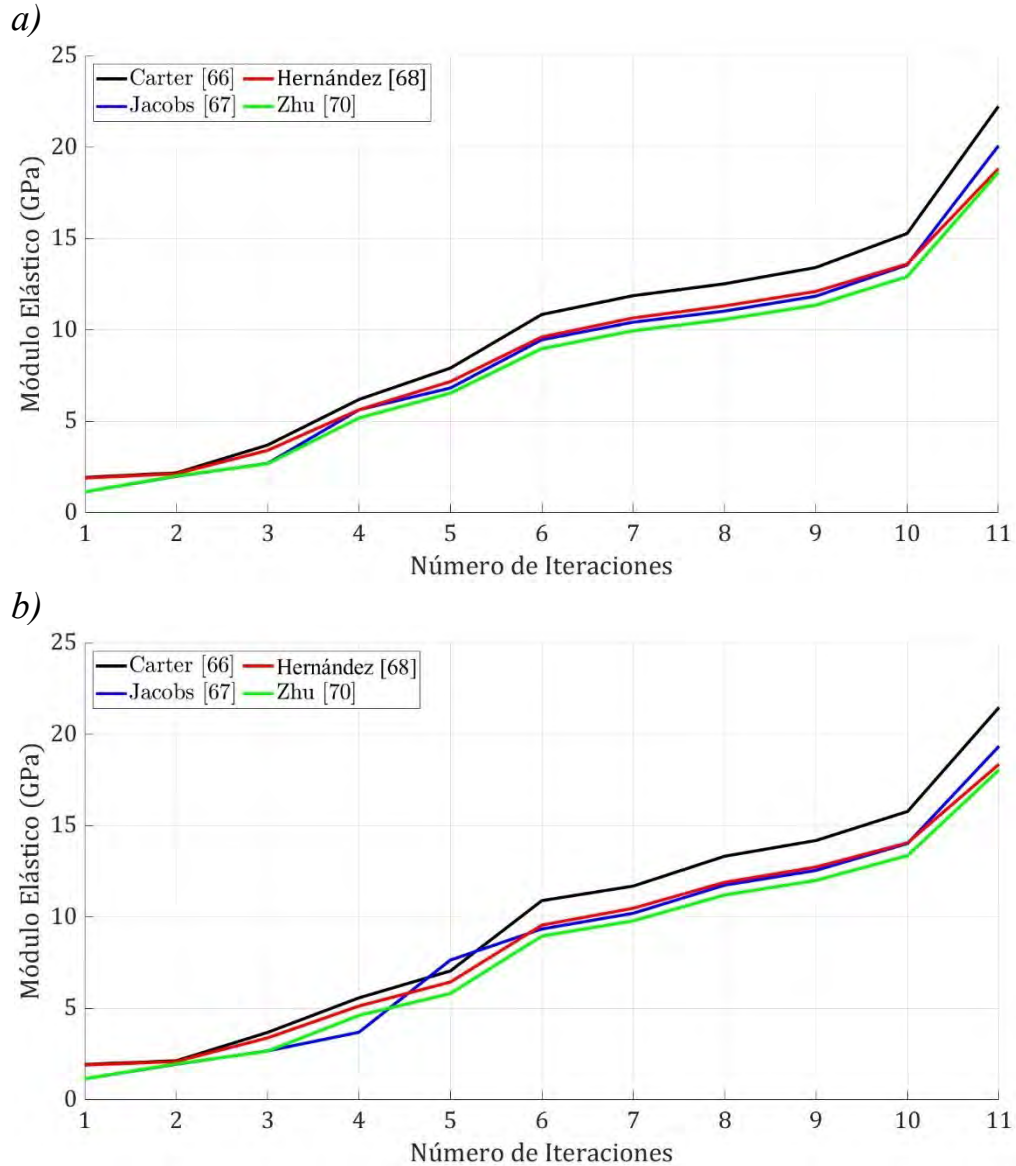


Figura 26. Curvas del proceso de remodelación en a) ROI-M, b) ROI-L.

4.4 Simulación en software Abaqus

En la literatura se observó la variación en los resultados de densidad ósea y concentración de esfuerzos. Se determinó que la variabilidad se encuentra en las dimensiones del vástago, la interferencia en la interfaz hueso-implante y el modelado de la tibia. Por lo que se realizó una simulación por elementos finitos como ejercicio de calibración del software.

Jia *et al.* [1] reportaron una comparativa del desempeño de componentes tibiales de diferentes longitudes y materiales; las longitudes de vástago fueron de 30, 60 y 110 mm, y los materiales fueron aleación de titanio (Ti6Al4V), polímero flexible iso-elástico, una mezcla de titanio e hidroxiapatita (FGM I) y la mezcla de titanio con bioglass (FGM II). La configuración que utilizaron para la interfaz hueso-implante es semejante a la presentada en los puntos 4.2 y 4.3; el tejido óseo como material homogéneo e isotrópico, condiciones de atadura en el ensamble del implante y la tibia, y elementos tetraédricos para mallado. Las diferencias en la simulación son: modelo de correlación entre la densidad ósea y el módulo elástico de Zhu (Ecuación 13), no considera interferencia y un modelo simplificado y simétrico de la tibia. En la Figura 27 se presenta la comparativa de los diferentes modelos de la tibia.

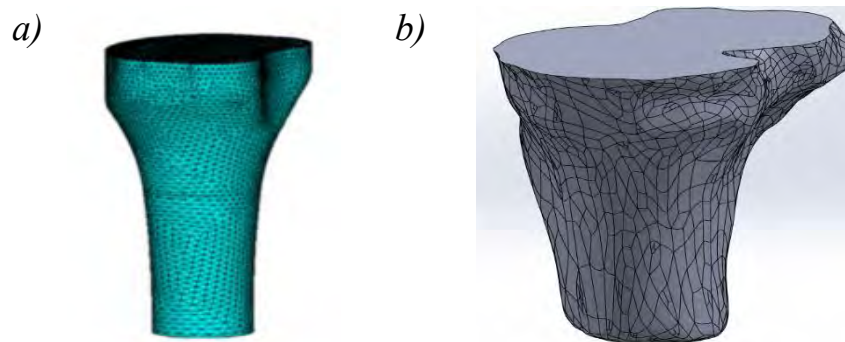
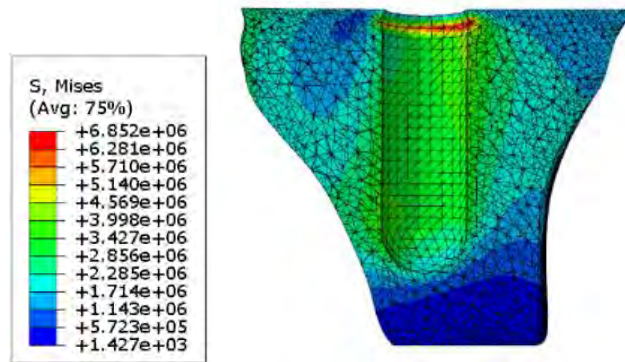


Figura 27. a) Modelo utilizado por Jia *et al.* [1], b) Modelo propio.

En la Figura 28a se muestran los esfuerzos Von Mises en la tibia del primer ejercicio de simulación del proceso de remodelación con un vástago de 60 mm de longitud y con las consideraciones de Jia *et al.* En la Figura 28b se muestran los resultados que reportaron Jia *et al.* de las diferentes configuraciones de componentes tibiales. Las simulaciones que mostraron en su investigación fueron hechas en el software Ansys, y el esquema de colores representa directamente la distribución de densidad ósea en el modelo de la tibia.

a)



b)

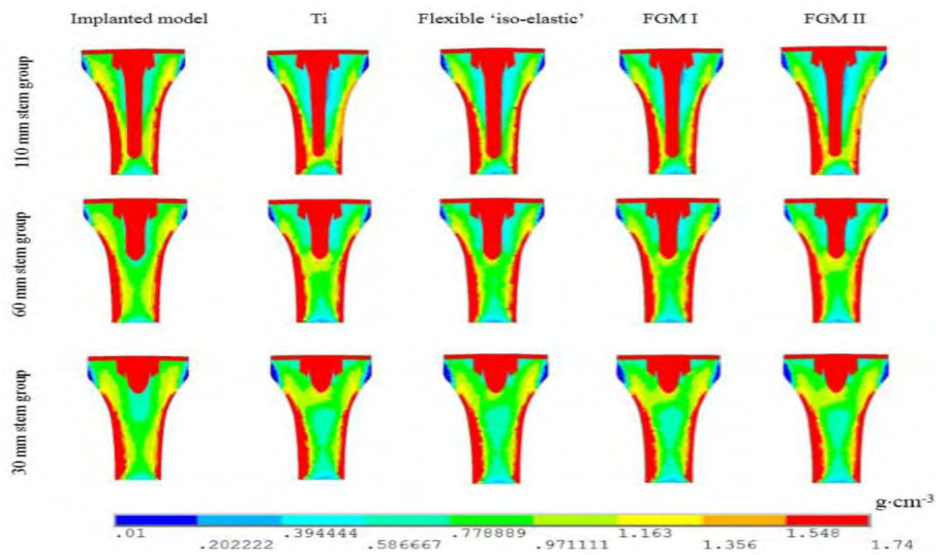
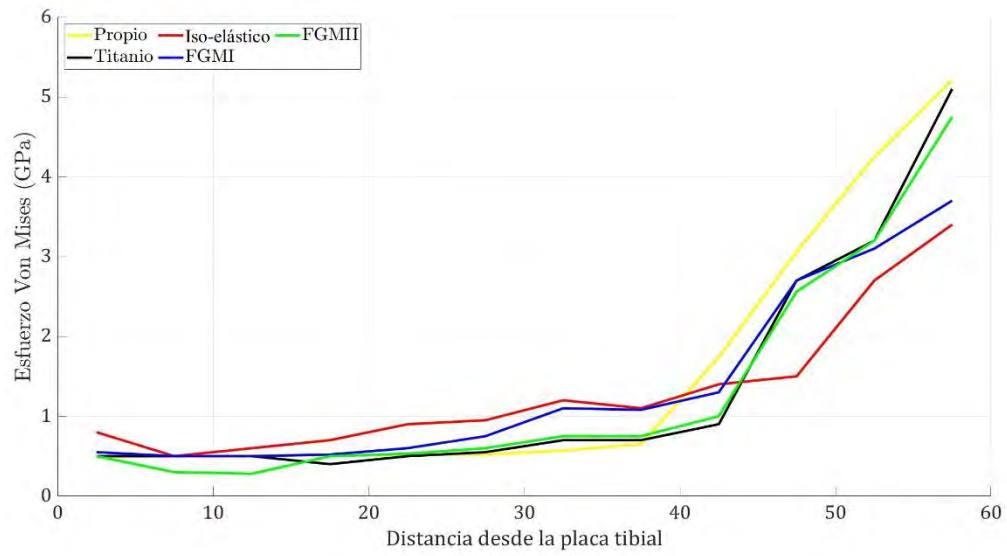


Figura 28. a) Esfuerzos von Mises en la tibia, b) Distribución de densidad ósea en diferentes configuraciones de componentes tibiales [1].

La Figura 29 muestra los valores de esfuerzo a diferentes longitudes del vástago del lado medial y lateral de la tibia. Los datos reportados por Jia *et al.* son de los vástagos de 60 mm y los diferentes tipos de materiales que compararon. También, se graficaron los datos propios resultado de la simulación del proceso de remodelación. En la Figura 29a se observa una tendencia similar en los valores; sin embargo, se aprecia una separación al llegar a una longitud 38mm. En Figura 29b se observa esta misma tendencia de las curvas, pero con mayor distanciamiento en los datos.

a)



b)

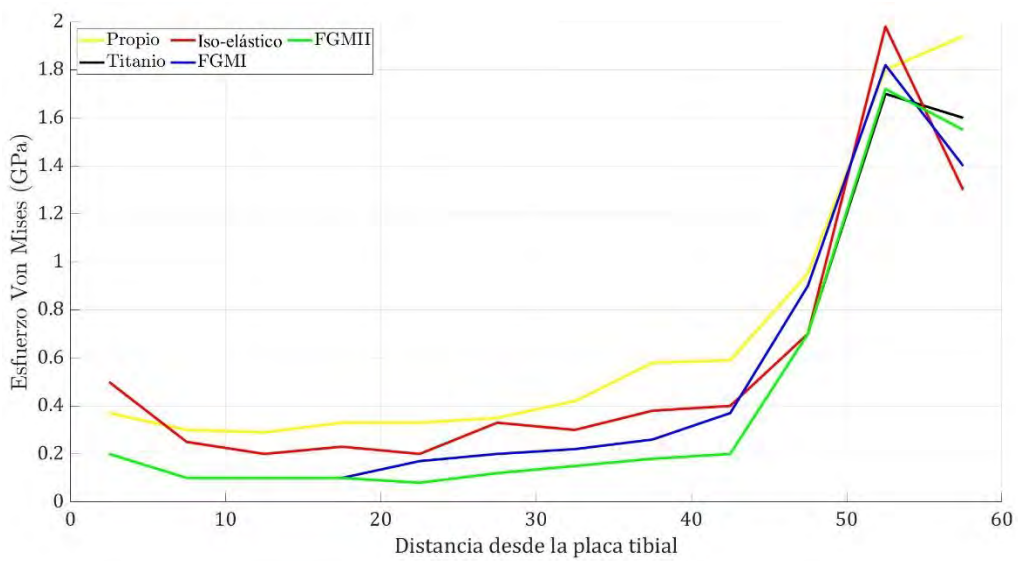


Figura 29. Concentración de esfuerzos en a) lado medial, b) lado lateral [1].

Capítulo 5

Propuestas de rediseño del implante para reducir el *stress-shielding*

5.1 Modificación geométrica del vástago

Una modificación geométrica del vástago es poco común por no tener certeza en la reacción que tendrá el hueso huésped, repercutiendo en la rehabilitación del paciente y en el proceso de remodelación ósea. En la literatura se encontraron modificaciones geométricas de implantes tibiales, femorales y hombro, y realizando un análisis de los resultados de estas investigaciones se seleccionaron tres que presentan resultados favorables para el aumento de densidad ósea bajo sus respectivas condiciones y métodos de análisis. Por lo que se analizará la viabilidad de adaptar algunas de las modificaciones geométricas al vástago del implante tibial y posteriormente realizar la comparativa de su desempeño al simular el proceso de remodelación.

Innocenti *et al.* [77] simularon por elementos finitos la interfaz hueso-implante en un fémur. El objetivo de la investigación fue analizar la respuesta biomecánica del hueso con implantes que contaban con dos o más modificaciones geométricas en el vástago. Las modificaciones comprendían diferencia de longitudes, ranurado lateral en la punta del vástago, estriado y curvatura de la punta del vástago. Los resultados obtenidos mostraron que los vástagos más largos (280 mm) generaban una alta concentración de esfuerzos en la punta, perjudicando las otras modificaciones. Por otra parte, observaron que, en el vástago corto (160 mm) con ranura y sin estriado, disminuía la concentración de esfuerzos. Tomando como referencia los resultados de Innocenti *et al.*, se decidió añadir una ranura de 3mm × 15mm al vástago tibial, como se muestra en la Figura 30.

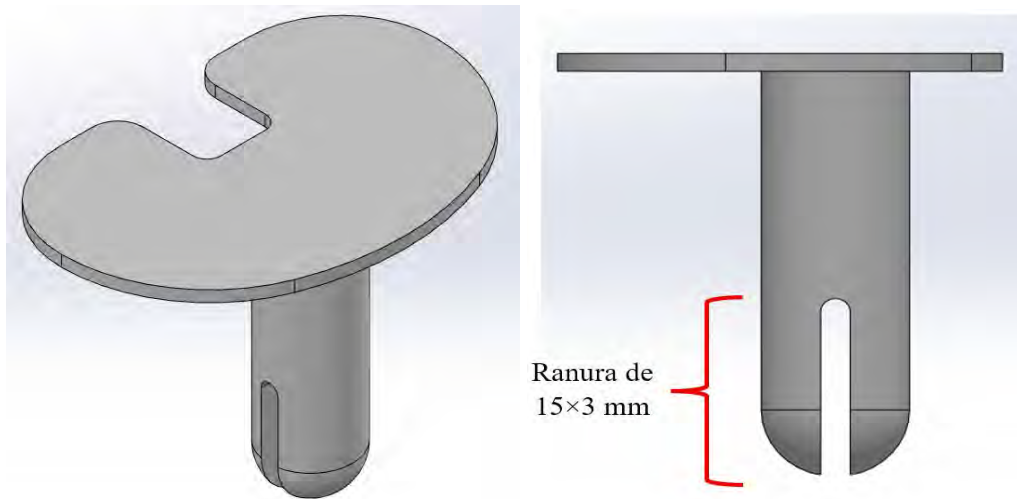


Figura 30. a) Vista isométrica de implante tibial con ranura, b) Vista lateral de implante tibial con ranura.

Se ha comprobado que el uso de UHMW en implantes tibiales es una mejor opción en pacientes con una baja mineralización en los huesos, permitiendo una mayor transmisión de estímulo mecánico, debido a un módulo elástico menor en comparación con un implante metálico [35]. Completo *et al.* [83] compararon el desempeño de distintas longitudes de vástagos y añaden una punta plástica de 15 mm de diámetro a un vástago de 60 mm de longitud, mejorando el desempeño al disminuir la concentración de esfuerzos que se produce en esa región. Concluyeron que, la magnitud de concentración de esfuerzos en la punta de los implantes tibiales está relacionada con la longitud del vástago, y añadir una punta de UHMW a implantes mayores a 60 mm mejora su desempeño por la disminución de esfuerzos en la punta. Se tomaron como referencia las conclusiones de Completo *et al.* para implementar una punta de UHMW en un vástago corto con el propósito de mejorar la transmisión de estímulo mecánico y disminuir la concentración de esfuerzos, como se muestra en la Figura 31.

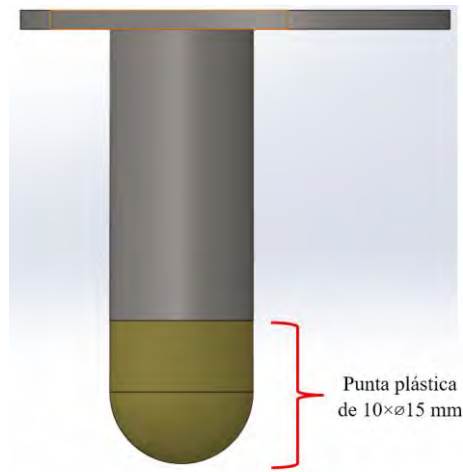


Figura 31. Vista isométrica de implante tibial con punta plástica.

Pazzaglai *et al.* [84] realizaron la comparativa de desempeño entre vástagos huecos y sólidos. La comparativa se llevó a cabo en la tibia de conejos, los cuales fueron monitoreados en un periodo de seis meses. En los resultados que obtuvieron no observaron cambios significativos en la circunferencia del hueso huésped de ambos grupos; sin embargo, observaron la presencia de vasos sanguíneos en el interior del vástago hueco. Pazzaglai *et al.* mencionan que los resultados obtenidos sustentan la hipótesis de que los implantes huecos brindan un mayor espacio para la revascularización de la médula. Los resultados que presentaron se tomaron como referencia para adaptar a una propuesta de un vástago hueco, como se muestra en la Figura 32.

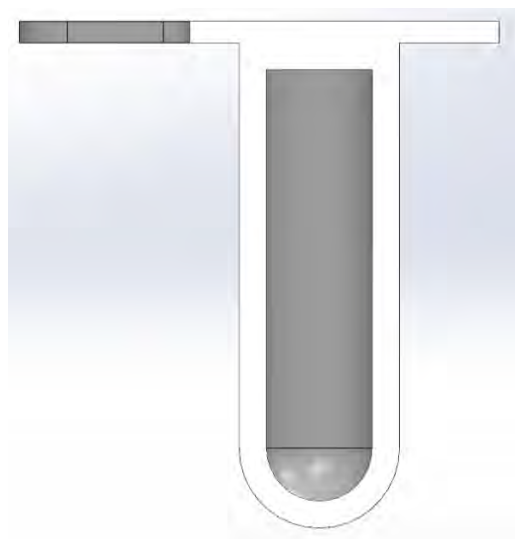


Figura 32. Vista isométrica de implante tibial hueco en el vástago.

Capítulo 6

Análisis del desempeño de implantes tibiales modificados geométricamente

En la Figura 33, se muestra la densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado medial de los vástagos y una tibia intacta, estos valores se obtuvieron al simular el proceso de remodelación hasta llegar a un equilibrio, representado en el esquema de la Figura 14. En ROI-M1 se observa que los vástagos poseen un comportamiento similar debido a la rigidez del material metálico (aleación de titanio Ti6Al4V). Por otra parte, en ROI-M2 se aprecia una diferencia en el comportamiento del vástago ranurado y el de punta de polietileno (PP) en comparación del vástago estándar y hueco. Es en ROI-M3 y M4, en donde se muestra un aumento considerable en la densidad ósea, esto quiere decir que permiten una mayor estimulación mecánica en el tejido óseo.

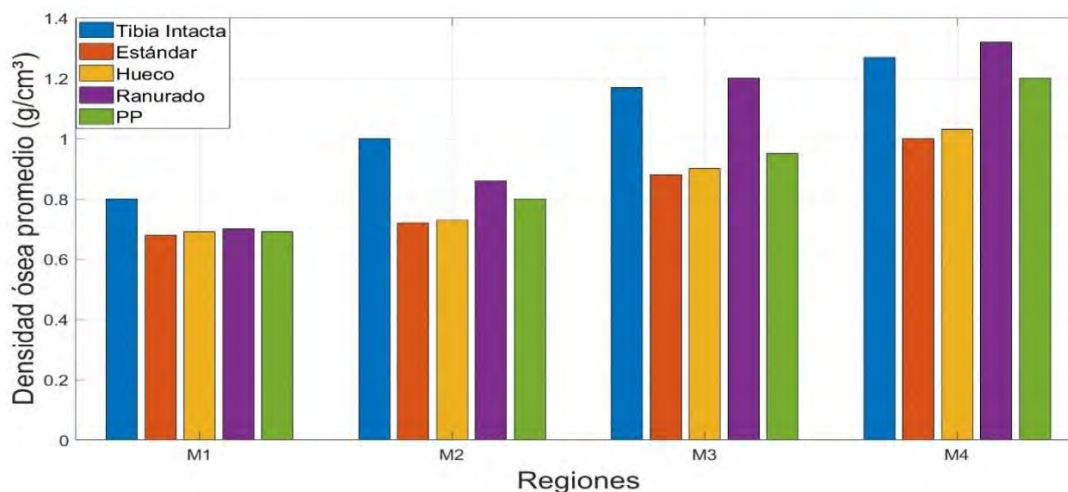


Figura 33. Densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado medial.

Por otra parte, en la Figura 34 se observa la densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado lateral y, en comparación con los datos obtenidos del lado medial, se aprecia una disminución en la densidad ósea. Esta diferencia de valores se debe a la magnitud de carga que se ejerce en los cóndilos de la rodilla. Al igual que en la Figura 33, se observa un

comportamiento similar de los vástagos en ROI-L1 y es en ROI-L2 en donde comienza a distinguirse una mejora de transmisión de estímulo mecánico del vástago ranurado y el PP.

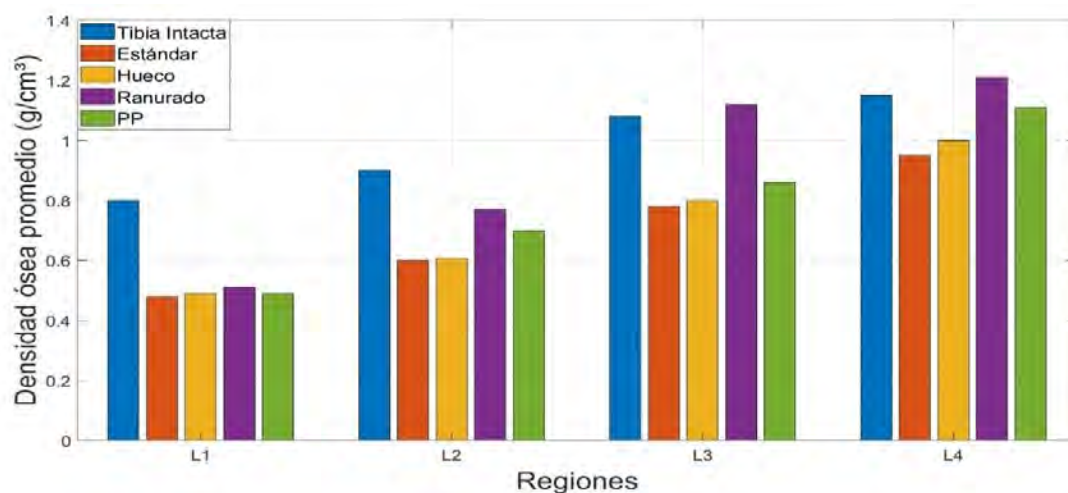


Figura 34. Densidad ósea promedio en las regiones de interés del lado lateral.

La Figura 35, muestra los valores de densidad ósea en las puntas de los diferentes vástagos y la tibia intacta, en donde se observa la capacidad de remodelación ósea que permite la punta ranurada. Al igual que en las Figuras Figura 33 y Figura 34, nuevamente se aprecia un comportamiento similar entre la punta de un vástago estándar y uno hueco. Por otra parte, la punta de polietileno, permite al tejido óseo una transmisión de estímulo mecánico semejante al de una tibia intacta. Además, la presencia de la ranura no limita la deformación del tejido óseo bajo la carga que se aplicó en la simulación. De acuerdo con la Ecuación 7, un aumento en la energía de deformación representa un aumento en la densidad ósea

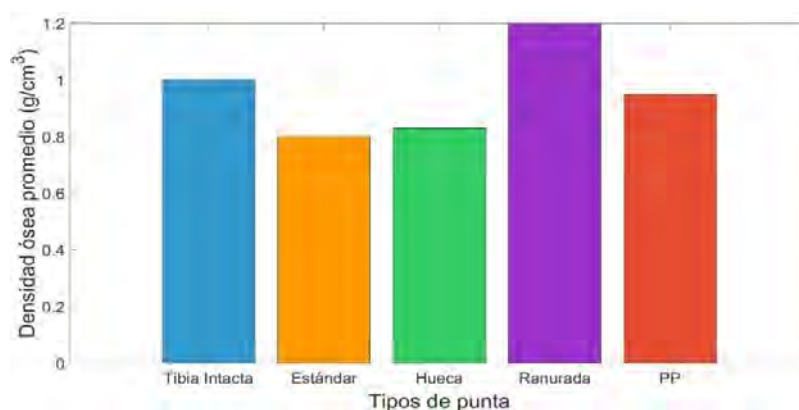


Figura 35. Densidad ósea promedio en la punta de cada vástago.

El comportamiento semejante entre el vástago estándar y hueco se debe a las propiedades mecánicas del material, ocasionando un mayor estado de esfuerzos en la interfaz hueso-implante. En la Figura 36, se muestran los esquemas de energía de deformación del vástago estándar y vástago hueco en la interfaz hueso-implante. Una alta concentración de esfuerzos en la interfaz hueso-implante no representa un estímulo mecánico apropiado, de manera contraria, puede atrofiar el tejido óseo y tener como consecuencia fractura del hueso [2].

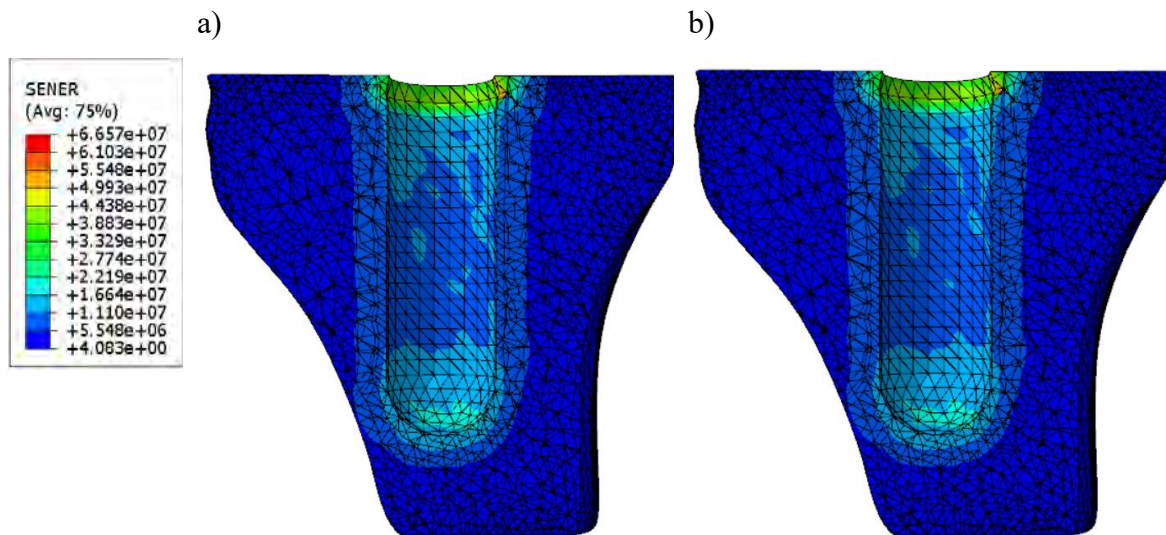


Figura 36. Esquema de colores de la rigidez de a) Vástago estándar y b) Vástago hueco.

En la Figura 37, se muestran los valores obtenidos de la presión de contacto en la interfaz hueso-implante de la parte cilíndrica del vástago. Se agregó un vástago de polietileno para tener el contraste de otro material y la presión de contacto. Los datos obtenidos corresponden al promedio de la presión de contacto a lo largo del vástago, en donde se aprecia que, aunque un vástago hueco posea menor masa, este aun genera una alta concentración de esfuerzos debido a la diferencia de propiedades mecánicas entre un material y otro. Por otra parte, el vástago de polietileno tiene una considerable disminución en la presión de contacto, permitiendo al tejido óseo tener una mayor estimulación mecánica. En la Tabla 6, se muestran las propiedades mecánicas de los diferentes materiales.

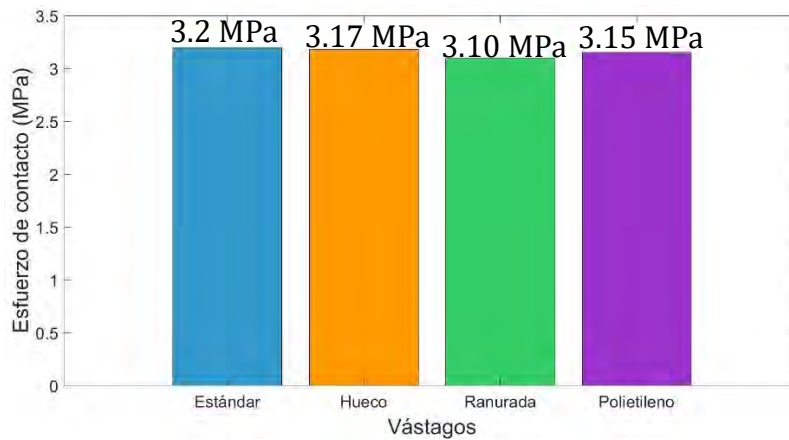
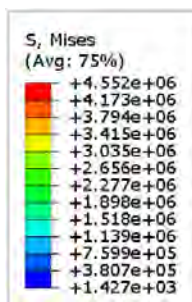
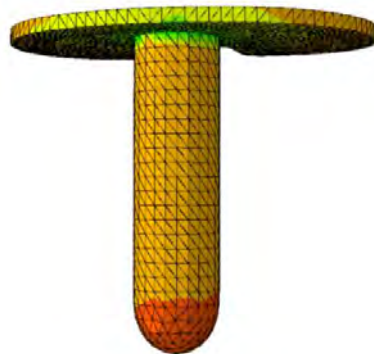


Figura 37. Presión de contacto en la interfaz hueso-implante.

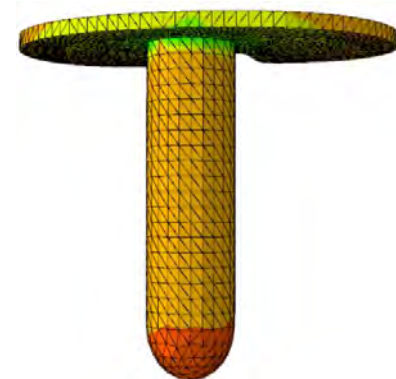
Diferentes autores [2], [3], [37], [79] han reportado que la concentración de esfuerzos no solo puede atrofiar el tejido óseo circundante, sino que también puede provocar una fractura periprotésica. También, reportan que la punta de un componente tibial es donde ocurre la mayor concentración de esfuerzos. La Figura 38 muestra un esquema de la concentración de esfuerzos en la punta del vástago estándar, hueco y el vástago con punta de polietileno. El esquema muestra una concentración similar entre una punta estándar y una hueca; por otra parte, la punta de polietileno muestra una disminución en la magnitud de los esfuerzos, lo que indicaría un menor riesgo en atrofia del tejido óseo y riesgo de fractura.



a)



b)



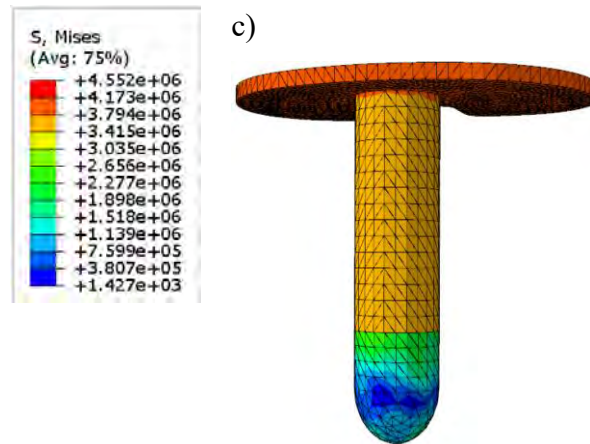


Figura 38. Concentración de esfuerzos en componentes tibiales a) Estándar; b) Hueco y c) Punta de polietileno.

En la Figura 39 se muestra el promedio de la concentración de esfuerzos en las diferentes puntas de los vástagos. Se observa que, aunque la punta ranurada permite al tejido óseo una mayor estimulación mecánica, como se muestra en la Figura 35, la concentración de esfuerzos es semejante a la del vástago estándar y hueco por las propiedades mecánicas del material, y es la punta de polietileno la que disminuye la magnitud de esfuerzos en la punta.

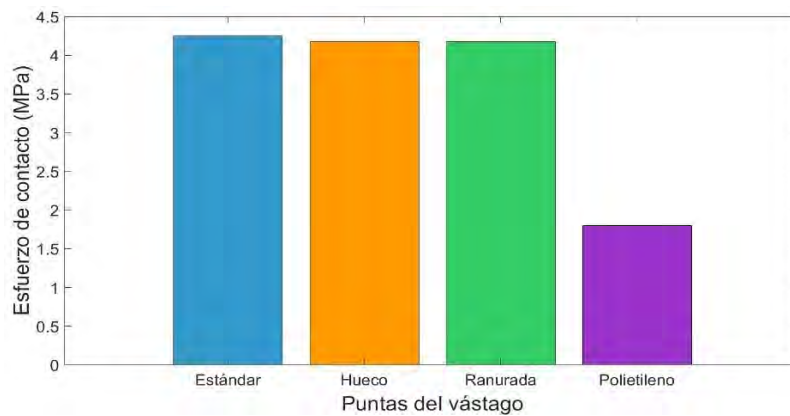


Figura 39. Concentración de esfuerzos en puntas de vástagos.

En la

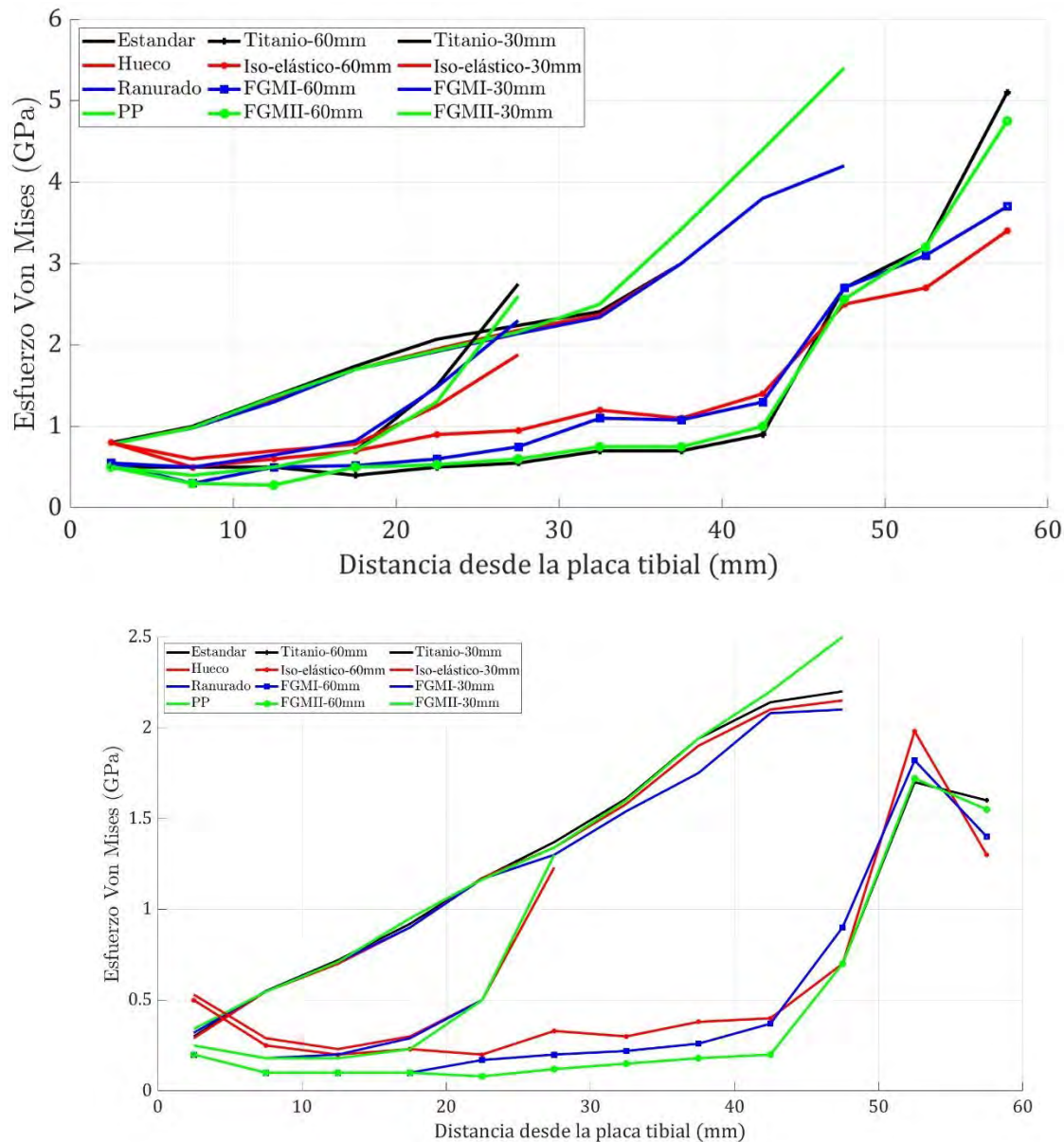


Figura 40 se muestran los resultados que obtuvieron Jia *et al.* de los esfuerzos Von Mises a lo largo de los vástagos de 30 y 60 mm. Se observa que la longitud del vástago y el material tienen influencia en la transmisión de esfuerzos hacia la tibia. También, se muestran los datos propios obtenidos de las propuestas de rediseño de los vástagos presentados en el Capítulo 5. Al compararlos con el resto es notoria la disparidad en los datos, la disparidad de los datos se debe las consideraciones en la interfaz hueso implante, como: el modelo de correlación empleado, un modelo de la tibia más realista, ajuste por interferencia y coeficiente de fricción

en la interfaz hueso implante. El vástago con punta plástica muestra una reducción en la concentración de esfuerzos de 41% con respecto al vástago de aleación de titanio de 30 mm y 94% con el de 60 mm en el lado medial. Esta comparativa permite corroborar que el uso del polietileno de alto peso molecular no solo disminuye el riesgo de atrofiar el tejido óseo circundante, si no también, una mayor transmisión de estímulo mecánico al tejido óseo.

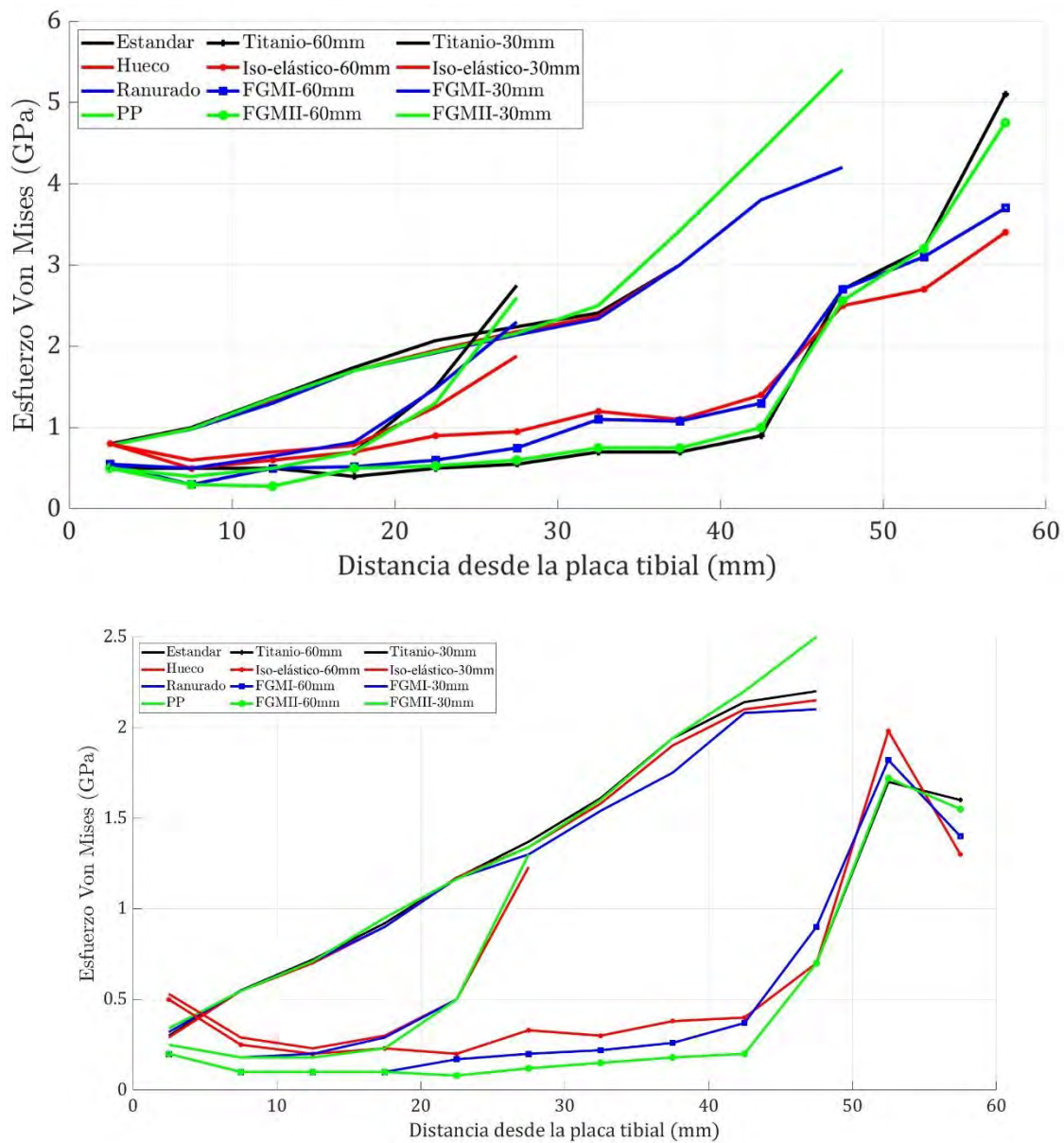


Figura 40. Concentración de esfuerzos en el vástago a) Longitud de 30mm, b) Longitud de 60 mm [1].

Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos, un implante estándar tiene dos principales factores de riesgo, el aflojamiento aséptico y la concentración de esfuerzos en la punta del implante, lo que puede atrofiar el tejido óseo circundante. Esto conlleva a investigar diferentes alternativas para minimizar ambas problemáticas; sin embargo, proponer una alternativa que resuelva ambas problemáticas a la vez resulta complicado desde la perspectiva del diseño mecánico y biomecánica del tejido óseo. Los modelos propuestos son adaptaciones encontradas en la literatura, sin embargo, se ha encontrado que las alternativas para disminuir el aflojamiento aséptico por *stress-shielding* están tomando un rumbo en la mejora de la osteointegración desde el área de la manufactura de implantes. De esta manera se agregan propiedades a la superficie del material o se modifica directamente la estructura cristalográfica del material.

Por otra parte, el desempeño de los implantes propuestos no representó una gran variabilidad en los resultados. El implante tibial ranurado es el que sobresale entre los modelos propuestos en la simulación de remodelación ósea, específicamente en la sección de la ranura del vástago. Esto se debe a que no hay material que se oponga a la deformación del tejido óseo y, de acuerdo con la Ecuación 7, se interpreta como un aumento de estímulo mecánico, lo que conlleva a un aumento de densidad ósea. Sin embargo, en el presente trabajo no se aborda la simulación de regeneración celular de los huesos. En la literatura no se encontró información suficiente que respalde la formación del tejido óseo trabecular en la sección de la ranura, concluyendo que, el vástago ranurado está limitado en su desempeño

Los datos obtenidos de la concentración de esfuerzos en los componentes tibiales se asemejan entre sí, esto se debe a la dureza del material. El módulo elástico de la aleación de titanio utilizada en los implantes tibiales es de 110 GPa, mientras que el tejido óseo tiene un módulo elástico máximo de 25 GPa y, aunque las propiedades mecánicas de los materiales no son un factor determinante para la supervivencia del implante, sí poseen una importante influencia en el tejido óseo. Los datos obtenidos han permitido concluir que, la fijación a presión en sinergia con las propiedades mecánicas del implante puede afectar la respuesta biomecánica del tejido óseo circundante.

El implante con punta de polímero UHMW es el que mejor desempeño presentó al disminuir la concentración de esfuerzos en la punta y mejorar la transmisión de estímulo mecánico en el tejido circundante en la punta del vástago. Aunque ya se ha evaluado el desempeño de los implantes tibiales manufacturados con este material, las investigaciones han concluido que es más recomendable utilizar estos implantes tibiales en adultos mayores, debido a la desmineralización de los huesos por la edad. Aun se podrían hacer diversas modificaciones al vástago utilizando dos materiales; sin embargo, las combinaciones de estas modificaciones pueden resultar poco útiles en presencia de un problema focalizado, como lo es la concentración de esfuerzos.

Trabajos futuros y recomendaciones

Como actividades posteriores derivadas de la presente investigación, se consideraron los siguientes puntos:

- Simulación del proceso de remodelación considerando propiedades mecánicas no homogéneas para el tejido óseo cortical y trabecular.
- Incrementar el número de elementos finitos en las regiones de interés.
- Analizar la resistencia de los implantes de manera analítica y mediante simulaciones computacionales.

Por otra parte, se recomienda revisar el número de núcleos del procesador debido a que, Abaqus cuenta con la opción de utilizar toda la capacidad del procesador para los cálculos requeridos en la simulación. Además, se recomienda que, si la simulación se realizará sobre un ensamble, se importe de esa manera a Abaqus, permitiendo ahorrar tiempo en comparación con realizar el ensamble en Abaqus.

Bibliografía

- [1] Z. Jia, H. Gong, S. Hu, J. Fang, y R. Fan, "Influence of design features of tibial stems in total knee arthroplasty on tibial bone remodeling behaviors", *Med Eng Phys*, vol. 48, pp. 103–113, oct. 2017, doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.046.
- [2] M. Ortega Andreu, R. Barco Laakso, y E. C. Rodríguez Merchan, "Artroplastia total de rodilla", *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, vol. 46, núm. 5, pp. 476–484, 2002, [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es>
- [3] Reyes Vicente, "Aflojamiento aséptico en artroplastia de rodilla", jul. 2018, Consultado: el 19 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=87187>
- [4] Robalo Tiago, "Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis", oct. 2011, Consultado: el 19 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/395143146800/Extended%20abstract%20-%20Tiago%20Robalo.pdf>
- [5] M. L. Raffa, V. Nguyen, P. Hernigou, C. Flouzat-Lachaniette, y G. Haiat, "Stress shielding at the bone-implant interface: Influence of surface roughness and of the bone-implant contact ratio", *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 39, núm. 6, pp. 1174–1183, jun. 2021, doi: 10.1002/jor.24840.
- [6] K. Murase, R. D. Crowninshield, D. R. Pedersen, y T.-S. Chang, "An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty", *J Biomech*, vol. 16, núm. 1, pp. 13–22, ene. 1983, doi: 10.1016/0021-9290(83)90042-8.
- [7] S. Pande y P. Dhattrak, "Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review", *Mater Today Proc*, vol. 46, pp. 756–762, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2020.12.465.
- [8] W. R. Walsh, N. Bertollo, C. Christou, D. Schaffner, y R. J. Mobbs, "Plasma-sprayed titanium coating to polyetheretherketone improves the bone-implant interface", *The Spine Journal*, vol. 15, núm. 5, pp. 1041–1049, may 2015, doi: 10.1016/j.spinee.2014.12.018.
- [9] Y.-G. Koh, K.-M. Park, J.-A. Lee, J.-H. Nam, H.-Y. Lee, y K.-T. Kang, "Total knee arthroplasty application of polyetheretherketone and carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone: A review", *Materials Science and Engineering: C*, vol. 100, pp. 70–81, jul. 2019, doi: 10.1016/j.msec.2019.02.082.
- [10] F. Flandry y G. Hommel, "Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee", *Sports Med Arthrosc Rev*, vol. 19, núm. 2, pp. 82–92, jun. 2011, doi: 10.1097/JSA.0b013e318210c0aa.
- [11] K. B. Shelburne, M. R. Torry, y M. G. Pandy, "Muscle, Ligament, and Joint-Contact Forces at the Knee during Walking", *Med Sci Sports Exerc*, vol. 37, núm. 11, pp. 1948–1956, nov. 2005, doi: 10.1249/01.mss.0000180404.86078.ff.

- [12] A. C. Godest, M. Beaugonin, E. Haug, M. Taylor, y P. J. Gregson, "Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis", *J Biomech*, vol. 35, núm. 2, pp. 267–275, feb. 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00179-8.
- [13] J. L. Calvo-Gallego, F. Gutiérrez-Millán, J. Ojeda, M. Á. Pérez, y J. Martínez-Reina, "The Correlation between Bone Density and Mechanical Variables in Bone Remodelling Models: Insights from a Case Study Corresponding to the Femur of a Healthy Adult", *Mathematics*, vol. 10, núm. 18, p. 3367, sep. 2022, doi: 10.3390/math10183367.
- [14] H. M. Frost, "The Laws of Bone Structure", *Am J Med Sci*, vol. 249, núm. 2, p. 245, feb. 1965, doi: 10.1097/00000441-196502000-00053.
- [15] M. O. Heller, "Finite element analysis in orthopedic biomechanics", en *Human Orthopaedic Biomechanics*, Elsevier, 2022, pp. 637–658. doi: 10.1016/B978-0-12-824481-4.00026-3.
- [16] R. Huiskes y E. Y. S. Chao, "A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade", *J Biomech*, vol. 16, núm. 6, pp. 385–409, ene. 1983, doi: 10.1016/0021-9290(83)90072-6.
- [17] F. J. Quevedo González *et al.*, "Mechanical performance of cementless total knee replacements: It is not all about the maximum loads", *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 37, núm. 2, pp. 350–357, feb. 2019, doi: 10.1002/jor.24194.
- [18] N. Fouda, "The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia", *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering*, vol. 14, pp. 97–110, jun. 2014.
- [19] B. W. Cho, H. M. Kwon, Y. J. Hong, K. K. Park, I. H. Yang, y W.-S. Lee, "Anatomical tibial component is related to more medial tibial stress shielding after total knee arthroplasty in Korean patients", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 29, núm. 3, pp. 710–717, mar. 2021, doi: 10.1007/s00167-020-05869-x.
- [20] Q.-H. Zhang, A. Cossey, y J. Tong, "Stress shielding in periprosthetic bone following a total knee replacement: Effects of implant material, design and alignment", *Med Eng Phys*, vol. 38, núm. 12, pp. 1481–1488, dic. 2016, doi: 10.1016/j.medengphy.2016.09.018.
- [21] E. Liverani, G. Rogati, S. Pagani, S. Brogini, A. Fortunato, y P. Caravaggi, "Mechanical interaction between additive-manufactured metal lattice structures and bone in compression: implications for stress shielding of orthopaedic implants", *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 121, p. 104608, sep. 2021, doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104608.
- [22] I. Bendich, C. M. Lawrie, V. Riegler, R. L. Barrack, y R. M. Nunley, "The Impact of Component Design and Fixation on Stress Shielding After Modern Total Knee Arthroplasty", *J Arthroplasty*, vol. 37, núm. 6, pp. S221–S225, jun. 2022, doi: 10.1016/j.arth.2022.01.074.
- [23] S. Surendran y P. Gopinathan, "Tibial bone loss in revision TKA: Options for management without sleeves and cones –a schematic review", *J Orthop*, vol. 23, pp. 191–198, ene. 2021, doi: 10.1016/j.jor.2020.12.017.

- [24] D. T. Cawley, N. Kelly, A. Simpkin, F. J. Shannon, y J. P. McGarry, "Full and surface tibial cementation in total knee arthroplasty: A biomechanical investigation of stress distribution and remodeling in the tibia", *Clinical Biomechanics*, vol. 27, núm. 4, pp. 390–397, may 2012, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.011.
- [25] Y. Shibata y Y. Tanimoto, "A review of improved fixation methods for dental implants. Part I: Surface optimization for rapid osseointegration", *J Prosthodont Res*, vol. 59, núm. 1, pp. 20–33, ene. 2015, doi: 10.1016/j.jpor.2014.11.007.
- [26] J. Uhlendorf, C. A. Cartelli, L. C. Trojan, G. Thomé, y M. B. Moura, "Nasal Wall Oriented Implants for All-on-4 Fix-Detachable Maxillary Reconstruction", *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*, pp. 151–160, sep. 2020, doi: 10.15517/ijds.2021.43916.
- [27] S. F. Harwin, M. A. Kester, A. L. Malkani, y M. T. Manley, "Excellent Fixation Achieved With Cementless Posteriorly Stabilized Total Knee Arthroplasty", *J Arthroplasty*, vol. 28, núm. 1, pp. 7–13, ene. 2013, doi: 10.1016/j.arth.2012.06.006.
- [28] J. S. Nyman, S. J. Hazelwood, J. J. Rodrigo, R. B. Martin, y O. C. Yeh, "Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: A computational bone adaptation study", *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 22, núm. 1, pp. 51–57, ene. 2004, doi: 10.1016/S0736-0266(03)00159-1.
- [29] T. A. Correa, B. Pal, R. J. van Arkel, F. Vanacore, y A. A. Amis, "Reduced tibial strain-shielding with extraosseous total knee arthroplasty revision system", *Med Eng Phys*, vol. 62, pp. 22–28, dic. 2018, doi: 10.1016/j.medengphy.2018.09.006.
- [30] D. Y. R. Chong, U. N. Hansen, R. van der Venne, N. Verdonshot, y A. A. Amis, "The influence of tibial component fixation techniques on resorption of supporting bone stock after total knee replacement", *J Biomech*, vol. 44, núm. 5, pp. 948–954, mar. 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.11.026.
- [31] M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora, y K. Jain, "Implant biomaterials: A comprehensive review.", *World J Clin Cases*, vol. 3, núm. 1, pp. 52–7, ene. 2015, doi: 10.12998/wjcc.v3.i1.52.
- [32] C. E. H. Scott, M. J. Eaton, R. W. Nutton, F. A. Wade, S. L. Evans, y P. Pankaj, "Metal-backed versus all-polyethylene unicompartmental knee arthroplasty", *Bone Joint Res*, vol. 6, núm. 1, pp. 22–30, ene. 2017, doi: 10.1302/2046-3758.61.BJR-2016-0142.R1.
- [33] L. de Ruitter, K. Rankin, M. Browne, A. Briscoe, D. Janssen, y N. Verdonshot, "Decreased stress shielding with a PEEK femoral total knee prosthesis measured in validated computational models", *J Biomech*, vol. 118, p. 110270, mar. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110270.
- [34] J. Eschweiler *et al.*, "High-Performance Ceramics in Musculoskeletal Surgery: Current Use and Future Perspectives", *Ceramics*, vol. 7, núm. 1, pp. 310–328, feb. 2024, doi: 10.3390/ceramics7010020.

- [35] G. Szczesny, M. Kopec, D. J. Politis, Z. L. Kowalewski, A. Łazarski, y T. Szolc, “A Review on Biomaterials for Orthopaedic Surgery and Traumatology: From Past to Present”, *Materials*, vol. 15, núm. 10, p. 3622, may 2022, doi: 10.3390/ma15103622.
- [36] S. Pande y P. Dhatrak, “Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review”, *Mater Today Proc*, vol. 46, pp. 756–762, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2020.12.465.
- [37] S. G. Kang, C. H. Park, y S. J. Song, “Stem Fixation in Revision Total Knee Arthroplasty: Indications, Stem Dimensions, and Fixation Methods”, *Knee Surg Relat Res*, vol. 30, núm. 3, pp. 187–192, sep. 2018, doi: 10.5792/ksrr.18.019.
- [38] C. E. H. Scott y L. C. Biant, “The role of the design of tibial components and stems in knee replacement”, *J Bone Joint Surg Br*, vol. 94-B, núm. 8, pp. 1009–1015, ago. 2012, doi: 10.1302/0301-620X.94B8.28289.
- [39] M. P. Quilez, B. Seral, y M. A. Pérez, “Biomechanical evaluation of tibial bone adaptation after revision total knee arthroplasty: A comparison of different implant systems”, *PLoS One*, vol. 12, núm. 9, p. e0184361, sep. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0184361.
- [40] A. Streitbürger, J. Hades, M. Nottrott, y W. K. Guder, “Reconstruction survival of segmental megaendoprostheses: a retrospective analysis of 28 patients treated for intercalary bone defects after musculoskeletal tumor resections”, *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 142, núm. 1, pp. 41–56, ene. 2022, doi: 10.1007/s00402-020-03583-4.
- [41] D. Hernandez-Vaquero, M. A. Garcia-Sandoval, J. M. Fernandez-Carreira, y R. Gava, “Influence of the tibial stem design on bone density after cemented total knee arthroplasty: a prospective seven-year follow-up study”, *Int Orthop*, vol. 32, núm. 1, pp. 47–51, feb. 2008, doi: 10.1007/s00264-006-0280-y.
- [42] R. Reyes García, P. Rozas Moreno, y M. Muñoz-Torres, “Regulación del proceso de remodelado óseo”, *Revista Española de Enfermedades Metabólicas Óseas*, vol. 17, núm. 1, pp. 10–14, ene. 2008, doi: 10.1016/S1132-8460(08)71132-2.
- [43] G. Zhu, G. Wang, y J. J. Li, “Advances in implant surface modifications to improve osseointegration”, *Mater Adv*, vol. 2, núm. 21, pp. 6901–6927, 2021, doi: 10.1039/D1MA00675D.
- [44] M. R. Cohn, A. Unnanuntana, T. J. Pannu, S. J. Warner, y J. M. Lane, “7.16 Materials in Fracture Fixation ☆”, en *Comprehensive Biomaterials II*, Elsevier, 2017, pp. 278–297. doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.10109-2.
- [45] R. L. Drake, A. W. Vogl, y A. M. W. Mitchell, *Gray. Atlas de Anatomía*, 3a ed. Elsevier, 2021.
- [46] E. C. Amerman, *Exploring Anatomy Physiology in the Laboratory*.
- [47] F. Pauwels, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1980. doi: 10.1007/978-3-642-67138-8.

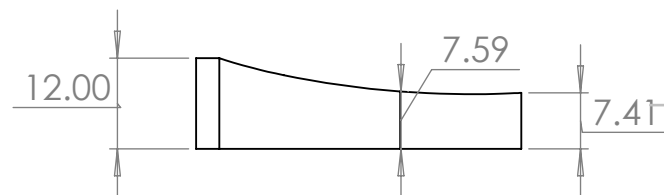
- [48] A. Grassi *et al.*, “Meniscus Biomechanics”, en *Orthopaedic Biomechanics in Sports Medicine*, Cham: Springer International Publishing, 2021, pp. 345–360. doi: 10.1007/978-3-030-81549-3_27.
- [49] T. Murakami, “Biomechanics of human and artificial joints”, en *Biotribology of Natural and Artificial Joints*, Elsevier, 2023, pp. 29–79. doi: 10.1016/B978-0-12-823669-7.00008-9.
- [50] A. Shi y J. Shi, “Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment”, oct. 2007. [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/2436/14404>
- [51] V. Kumar, P. Gupta, y D. K. Pratihari, “Advancing ankle–foot orthosis design through biomechanics, robotics, and additive manufacturing: A review”, en *Biomedical Robots and Devices in Healthcare*, Elsevier, 2025, pp. 65–84. doi: 10.1016/B978-0-443-22206-1.00006-1.
- [52] I. Kutzner *et al.*, “Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects”, *J Biomech*, vol. 43, núm. 11, pp. 2164–2173, ago. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.046.
- [53] I. A. Kapandji, “De knie”, en *Bewegingsleer: Deel II*, Houten: Bohn Stafleu van Loghum, 2009, pp. 83–158. doi: 10.1007/978-90-313-7297-3_2.
- [54] J. Fang, H. Gong, L. Kong, y D. Zhu, “Simulation on the internal structure of three-dimensional proximal tibia under different mechanical environments”, *Biomed Eng Online*, vol. 12, núm. 1, p. 130, dic. 2013, doi: 10.1186/1475-925X-12-130.
- [55] C. A. Moreira, D. W. Dempster, y R. Baron, *Anatomy and Ultrastructure of Bone – Histogenesis, Growth and Remodeling*. 2000.
- [56] J. Wolff, “Das Gesetz der Transformation der Knochen”, *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, vol. 19, núm. 47, pp. 1222–1224, nov. 1893, doi: 10.1055/s-0028-1144106.
- [57] J. Wolff, “The Classic: On the Inner Architecture of Bones and its Importance for Bone Growth: (Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum)”, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 468, núm. 4, pp. 1056–1065, abr. 2010, doi: 10.1007/s11999-010-1239-2.
- [58] F. Forriol, “Respuesta ósea a las solicitaciones mecánicas en condiciones fisiológicas”, *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, vol. 45, núm. 3, pp. 258–265, 2001, [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-respuesta-osea-solicitaciones-mecanicas-condiciones-13015932>
- [59] J. R. Caeiro, P. González, y D. Guede, “Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea”, *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, núm. 2, pp. 99–108, jun. 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000200007.
- [60] “Bone remodeling dynamics. By H. M. Frost, M.D. Springfield, Illinois, Charles C Thomas Company, 1963. 175 pp., 184 references, 12 appendices, 40 figures. \$8.50”, *Arthritis Rheum*, vol. 7, núm. 5, pp. 545–545, oct. 1964, doi: 10.1002/art.1780070512.

- [61] H. Weinans, R. Huiskes, y H. J. Grootenboer, "The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models", *J Biomech*, vol. 25, núm. 12, pp. 1425–1441, dic. 1992, doi: 10.1016/0021-9290(92)90056-7.
- [62] R. Huiskes, H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, y T. J. Slooff, "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis", *J Biomech*, vol. 20, núm. 11–12, pp. 1135–1150, ene. 1987, doi: 10.1016/0021-9290(87)90030-3.
- [63] D. P. Fyhrie y D. R. Carter, "Femoral head apparent density distribution predicted from bone stresses", *J Biomech*, vol. 23, núm. 1, pp. 1–10, ene. 1990, doi: 10.1016/0021-9290(90)90363-8.
- [64] D. P. Fyhrie y D. R. Carter, "A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology", *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 4, núm. 3, pp. 304–317, ene. 1986, doi: 10.1002/jor.1100040307.
- [65] Y. D. Bansod, M. Kebbach, D. Kluess, R. Bader, y U. van Rienen, "Computational Analysis of Bone Remodeling in the Proximal Tibia Under Electrical Stimulation Considering the Piezoelectric Properties", *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 9, sep. 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.705199.
- [66] D. Carter y W. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure", *J Bone Joint Surg*, vol. 59, núm. 7, pp. 954–962, oct. 1977, doi: 10.2106/00004623-197759070-00021.
- [67] C. R. Jacobs, M. E. Levenston, G. S. Beaupré, J. C. Simo, y D. R. Carter, "Numerical instabilities in bone remodeling simulations: The advantages of a node-based finite element approach", *J Biomech*, vol. 28, núm. 4, pp. 449–459, abr. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00087-K.
- [68] C. J. Hernandez, G. S. Beaupré, T. S. Keller, y D. R. Carter, "The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus", *Bone*, vol. 29, núm. 1, pp. 74–78, jul. 2001, doi: 10.1016/S8756-3282(01)00467-7.
- [69] T. S. Keller, "Predicting the compressive mechanical behavior of bone", *J Biomech*, vol. 27, núm. 9, pp. 1159–1168, sep. 1994, doi: 10.1016/0021-9290(94)90056-6.
- [70] J. Fang, H. Gong, L. Kong, y D. Zhu, "Simulation on the internal structure of three-dimensional proximal tibia under different mechanical environments", *Biomed Eng Online*, vol. 12, núm. 1, p. 130, dic. 2013, doi: 10.1186/1475-925X-12-130.
- [71] Z. Jia, H. Gong, S. Hu, J. Fang, y R. Fan, "Influence of design features of tibial stems in total knee arthroplasty on tibial bone remodeling behaviors", *Med Eng Phys*, vol. 48, pp. 103–113, oct. 2017, doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.046.
- [72] X.-H. Zhu, "Application of subsectional relationship between elastic modulus and apparent density in the structural simulation of proximal femur", *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, vol. 22, núm. 3, pp. 250–257, 2003.

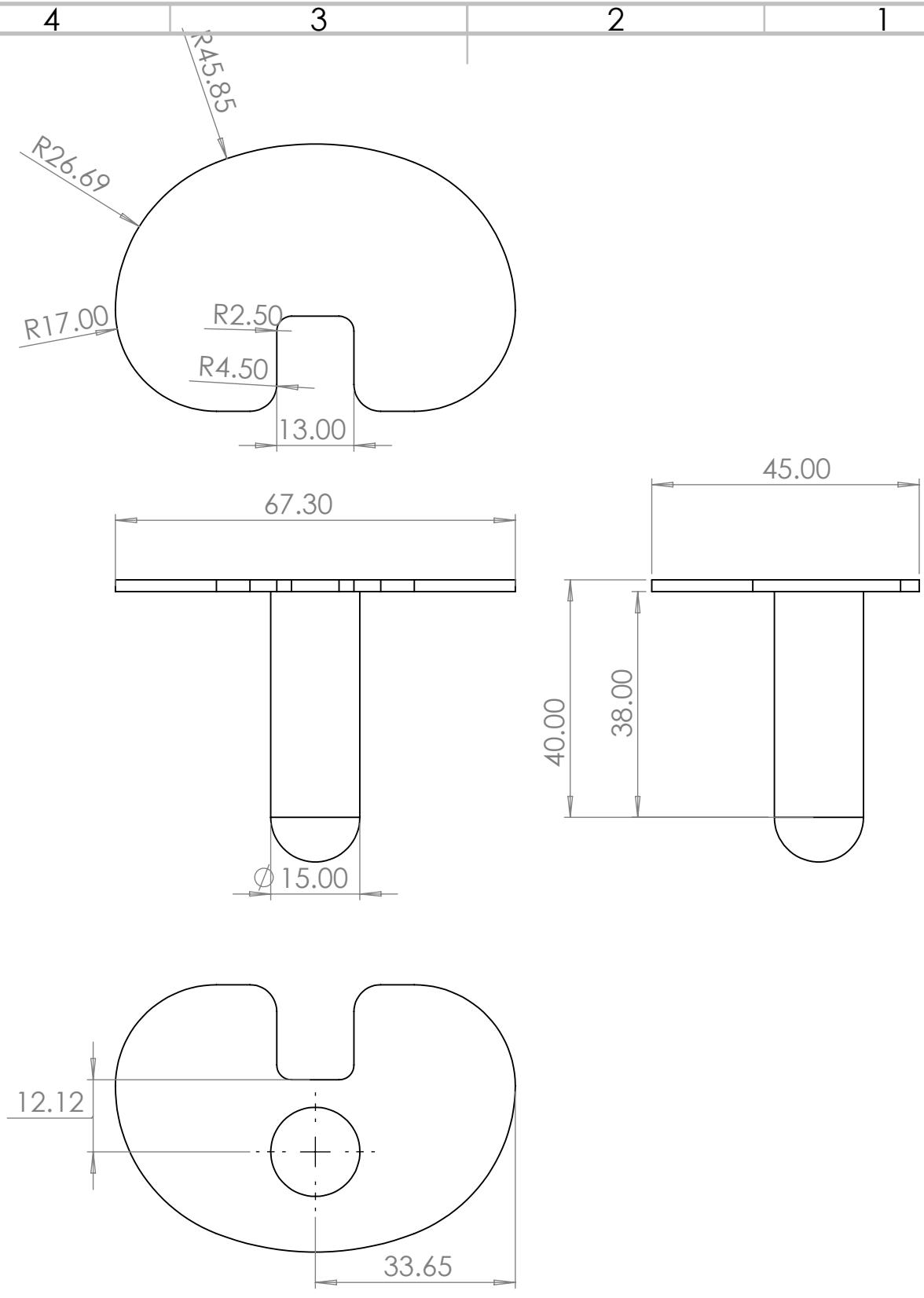
- [73] J. Fang, H. Gong, L. Kong, y D. Zhu, "Simulation on the internal structure of three-dimensional proximal tibia under different mechanical environments", *Biomed Eng Online*, vol. 12, núm. 1, p. 130, dic. 2013, doi: 10.1186/1475-925X-12-130.
- [74] A. Abúndez, "Desarrollo de un Sistema Compuesto, Amortiguado y de Bajo Par Friccional para Aplicación en Prótesis de Rodilla", Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2010. Consultado: el 19 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://187.188.90.136:8880/file.php?code=-lFdc1hAfkKO>
- [75] P. S. Walker, H.-P. Hsu, y R. A. Zimmerman, "A comparative study of uncemented tibial components", *J Arthroplasty*, vol. 5, núm. 3, pp. 245–253, sep. 1990, doi: 10.1016/S0883-5403(08)80079-4.
- [76] A. C. Filip *et al.*, "Tibial Stem Extension versus Standard Configuration in Total Knee Arthroplasty: A Biomechanical Assessment According to Bone Properties", *Medicina (B Aires)*, vol. 58, núm. 5, p. 634, may 2022, doi: 10.3390/medicina58050634.
- [77] B. Innocenti, E. Bori, y S. Pianigiani, "Biomechanical Analysis of the Use of Stems in Revision Total Knee Arthroplasty", *Bioengineering*, vol. 9, núm. 6, p. 259, jun. 2022, doi: 10.3390/bioengineering9060259.
- [78] J. C. Mantilla Hernández, N. Cárdenas Durán, y J. M. Jácome Bohórquez, "Estimación de la Talla a Partir de la Medida de la Tibia en Población Colombiana", *International Journal of Morphology*, vol. 27, núm. 2, jun. 2009, doi: 10.4067/S0717-95022009000200004.
- [79] E. Y. Recomendaciones, "GUÍA DE PRÁCTICA CLÍNICA GPC TRATAMIENTO CON ARTROPLASTÍA TOTAL DE RODILLA EN PACIENTES MAYORES DE 60 AÑOS", 2018. [En línea]. Disponible en: <http://imss.gob.mx/profesionales-salud/gpc>
- [80] S. Campi *et al.*, "Optimal interference of the tibial component of the cementless Oxford Unicompartmental Knee Replacement", *Bone Joint Res*, vol. 7, núm. 3, pp. 226–231, mar. 2018, doi: 10.1302/2046-3758.73.BJR-2017-0193.R1.
- [81] E. de Vries, E. Sánchez, D. Janssen, D. Matthews, y E. van der Heide, "Predicting friction at the bone – Implant interface in cementless total knee arthroplasty", *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 128, p. 105103, abr. 2022, doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105103.
- [82] F. C. EWALD, "The Knee Society Total Knee Arthroplasty Roentgenographic Evaluation and Scoring System", *Clin Orthop Relat Res*, vol. 248, núm. NA, p. 9??12, nov. 1989, doi: 10.1097/00003086-198911000-00003.
- [83] A. Completo, P. Talaia, F. Fonseca, y J. A. Simões, "Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain", *Mater Des*, vol. 30, núm. 4, pp. 1391–1397, abr. 2009, doi: 10.1016/j.matdes.2008.06.071.
- [84] U. E. Pazzaglia, G. Zatti, S. Cattaneo, y P. Cherubino, "Evaluation of hollow and full stems implanted in the rabbit tibia: preliminary results", *Biomaterials*, vol. 14, núm. 12, pp. 883–886, oct. 1993, doi: 10.1016/0142-9612(93)90128-O.

Apéndice A

Planos de modelos 3D

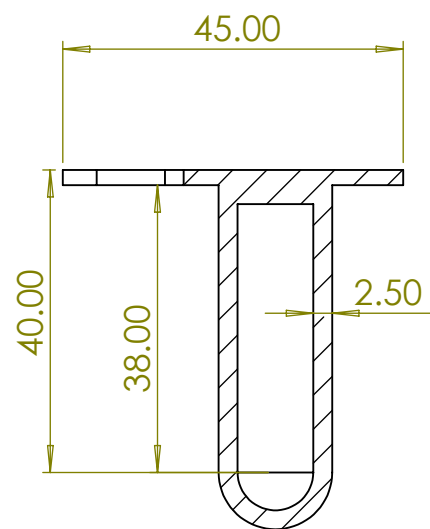


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
	NOMBRE	FIRMA	FECHA			TÍTULO:			
DIBUJ.	Jesús Cruz Robles								
VERIF.									
APROB.									
			MATERIAL:			N.º DE DIBUJO			A4
						Inserto Tibial			
						ESCALA:1:1			HOJA 1 DE 1

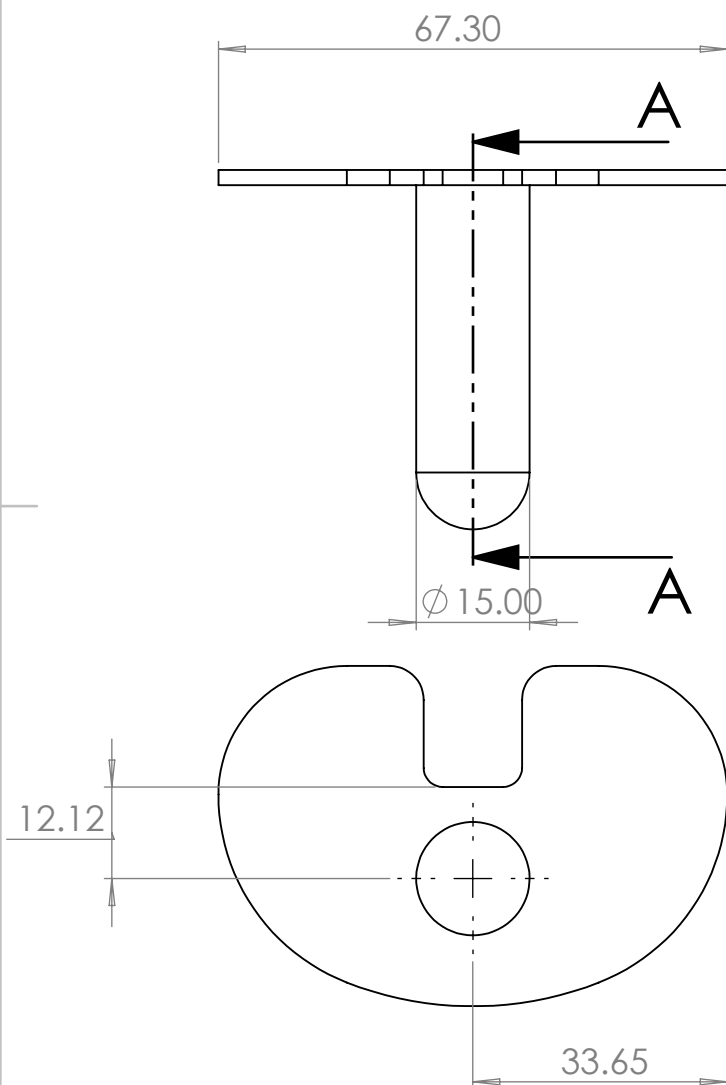


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:			
DIBUJ.									
VERIF.									
APROB.									
FABR.									
CALID.									
				MATERIAL:		N.º DE DIBUJO			
						A4			
				PESO:		ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1	

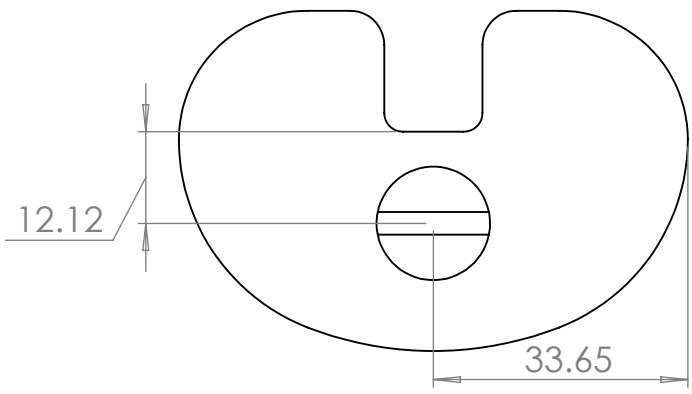
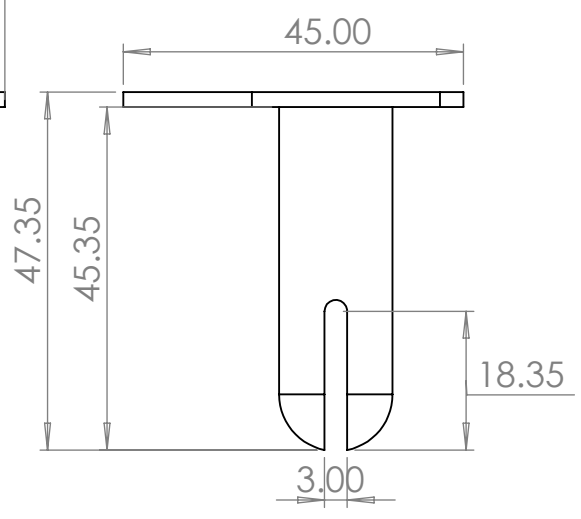
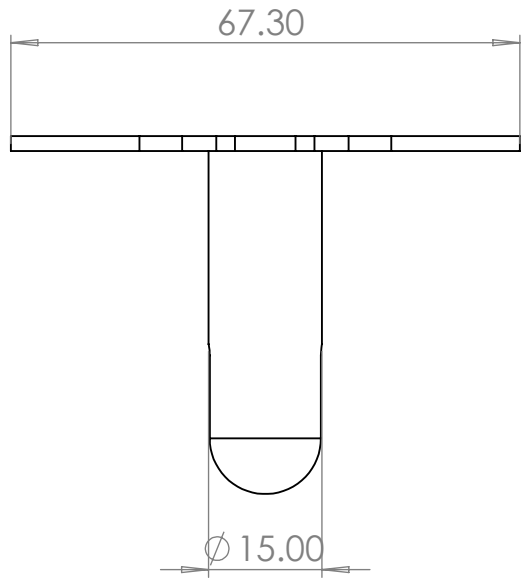
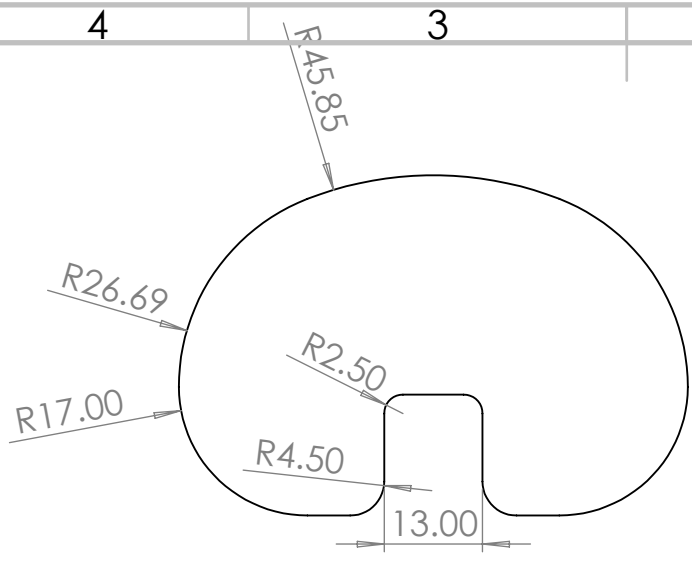
Comp Tibial-Estandar



SECCIÓN A-A

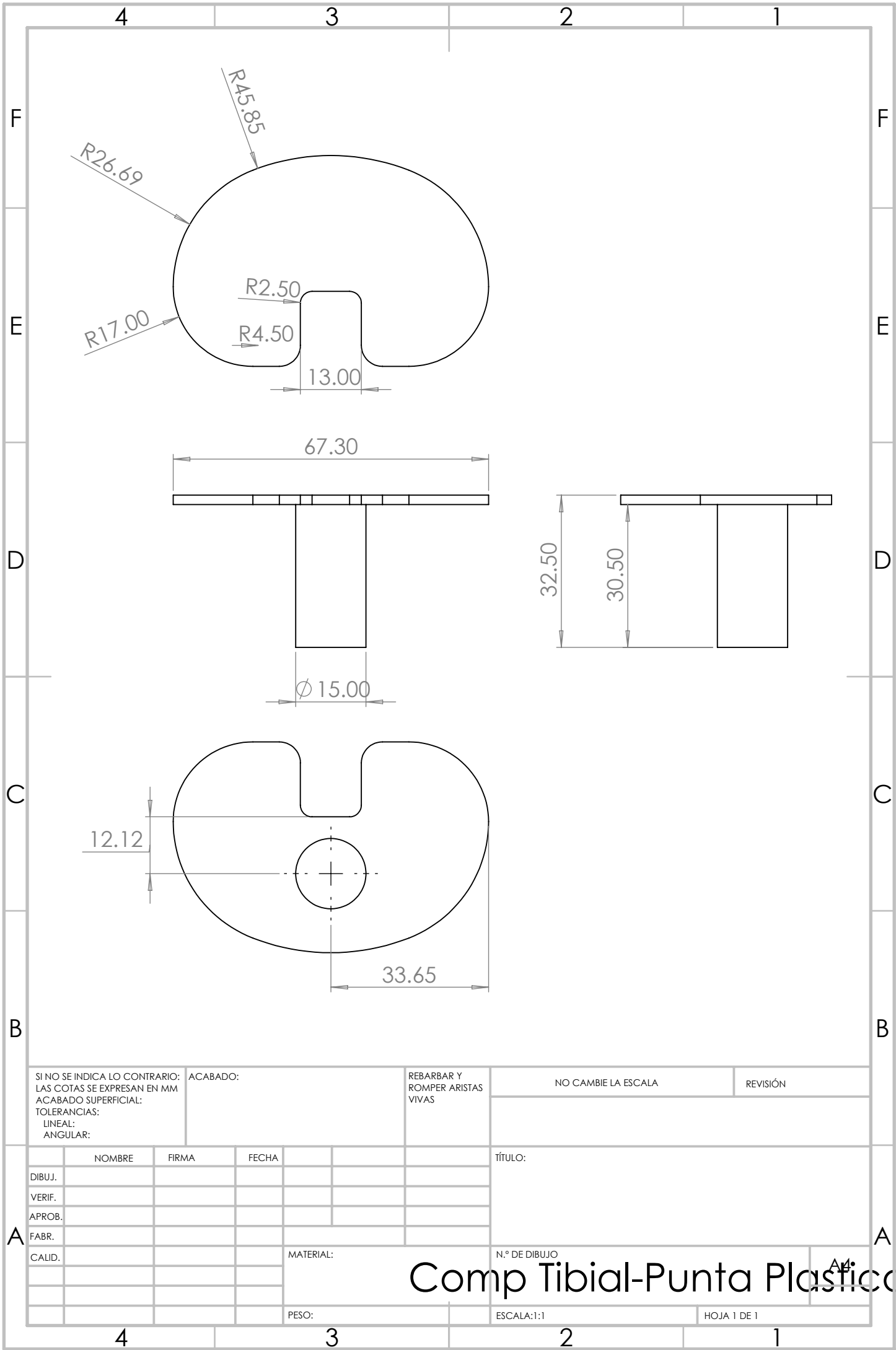


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:			REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS			NO CAMBIE LA ESCALA			REVISIÓN			
	NOMBRE		FIRMA		FECHA				TÍTULO:						
DIBUJ.															
VERIF.															
APROB.															
FABR.															
CALID.															
					MATERIAL:				N.º DE DIBUJO						
									Comp Tibial-Hueco					A4	
					PESO:				ESCALA:1:1					HOJA 1 DE 1	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								N.º DE DIBUJO	
APROB.									
FABR.									
CALID.									
						MATERIAL:		Comp Tibial-Ranura	
						PESO:		ESCALA:1:1	
								HOJA 1 DE 1	

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:			
DIBUJ.									
VERIF.									
APROB.									
FABR.									
CALID.									
				MATERIAL:		N.º DE DIBUJO			
						A4			
				PESO:		ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1	

Comp Tibial-Punta Plastica

