



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ingeniería

"Estudio de un espaciador para el tratamiento de tumores de rodilla por medio de elementos finitos"

Trabajo de tesis para obtener el grado de Ingeniero Mecánico

Presenta:

Ricardo Hernán Molina Arcos

Director de tesis:

M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo

Codirector:

Dra. María Cristina León González

Comité Tutorial:

Dr. Leopoldo Adrian González González

Dr. Jesús Manuel Dorador González

Dr. Adrian Espinosa Bautista

Dr. Alejandro Farah Simón

Ciudad Universitaria, México 2009



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mi familia, que son la principal razón para seguir adelante y crecer día a día como persona, como hijo y como hermano.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, a la Facultad de Ingeniería y a todos los profesores con los que tuve la oportunidad de conocer el maravilloso mundo de la mecánica y sus aplicaciones. Y en especial a la Dra. María Cristina León, quién accedió a dirigir mi trabajo de tesis y me brindo su apoyo como profesora y como amiga.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación y al Laboratorio de Biomecánica, en donde el M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo y el Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández me brindaron las herramientas necesarias para realizar este trabajo, y así, una oportunidad para continuar con mi vida profesional.

A CONACYT por dejarme participar en su proyecto de Salud-2005-01-13909 "Rediseño de un implante ortopédico para el tratamiento de tumores de rodilla por medio del método del elemento finito y su validación experimental".

A la Dra. Elisa Martínez Coria, jefa del servicio de Tomografía Computarizada, al Dr. Genaro Rico Martínez, jefe del Servicio de Tumores Óseos, y al T.R. Martín Luna Méndez por su tiempo y su apoyo.

A mis compañeros dentro del Laboratorio de Biomecánica, en quienes me apoye cada vez que se presentaron problemas que no podía resolver. Sin ellos quizá no hubiera terminado.

Y por último, a todas y cada una de las persona de quien aprendí algo, dentro y fuera de la escuela. Todos son parte de esto, y a todos les agradezco el tiempo que compartieron y compartirán conmigo.

Estudio de un espaciador para el tratamiento de tumores de rodilla por medio de elementos finitos

Índice

Índice	• I
Índice de figuras	• IV
Índice de tablas	• VII
Introducción	• VIII
Justificación	• X
Objetivos	• XI
Planteamiento del problema	• XII

Capítulo I. Marco teórico

1.1 Anatomía y biomecánica de la rodilla	•1
1.1.1 Articulación tibiofemoral	•2
1.1.2 Articulación femorrotuliana	•2
1.1.3 Meniscos	•2
1.1.4 Estabilidad de la articulación de la rodilla	•3
1.1.5 Rótula	•3
1.2. Biología del hueso	•4
1.2.1 Estructura del tejido óseo	•4
1.2.2 Hueso Cortical y Trabecular	•4
1.2.3 Formación, Modelación y Remodelación del Tejido Óseo	•5
1.3 Tumores óseos en rodilla	•7
1.3.1 Condrosarcoma	•9
1.3.2 Osteosarcomas (sarcomas osteogénicos)	•9
1.3.3 Osteosarcoma parostótico o yuxtacortical	•10
1.3.4 Tumor de células gigantes (osteoclastoma)	•10
1.3.5 Histiocitoma fibroso maligno	•10
1.3.6 Sarcoma	•10
1.4 Implantes ortopédicos y su aplicación para artrodesis de rodilla	•11
1.4.1 Procedimientos quirúrgicos	•11
1.4.1.1 Artroplastia	•11
1.4.1.2 Artrodesis con resección	•12
1.4.2 Biomateriales	•14
1.4.3 Tipos de implantes	•15
1.4.3.1 Clavo de Wichita	•15
1.4.3.2 Clavo modulado de titanio (Neff)	•16

- 1.5 Análisis por elementos finitos •17
 - 1.5.1 Análisis de Estructuras Óseas •18

Referencias •20

Capítulo II. Aplicación del método del elemento finito

- 2.1 Breve historia del método del elemento finito •21
- 2.2 Desarrollo de la geometría y propiedades mecánicas consideradas en los modelos por elementos finitos •21
- 2.3 Cargas consideradas en los modelos numéricos •23
- 2.4 Propiedades mecánicas y determinación de las constantes elásticas •25
- 2.5 Pasos del método del elemento finito •28

Referencias •31

Capítulo III. Desarrollo del modelo geométrico

- 3.1 Diseño de los modelos geométricos •32
 - 3.1.1 Construcción de los modelos tridimensionales de tibia y fémur •32
 - 3.1.2 Construcción del modelo tridimensional del implante •35
 - 3.1.2.1 Problemas en la modelación •37
 - 3.1.2.2 Implementación de las operaciones booleanas •38
- 3.2 Propiedades mecánicas •39
 - 3.2.1 Propiedades mecánicas de los tejidos óseos •39
 - 3.2.2 Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico •41
 - 3.2.3 Propiedades mecánicas de la Aleación de Titanio Ti-6Al-4V •42
- 3.3 Osteointegración •44
 - 3.3.1 Aspectos Biológicos y Biomecánicos de la Adaptación Morfoestructural de la Unidad Hueso-Implante •45
- 3.4 Condiciones de carga fisiológicas •46
 - 3.4.1 Biomecánica de la marcha •46
 - 3.4.2 Biomecánica de la cadera •47
 - 3.4.3 Implementación de las cargas fisiológicas •48

3.5 Análisis de falla •50

3.5.1 Teoría de falla por Energía de Distorsión (von Mises) •51

Referencias •54

Capítulo IV. Análisis de resultados

4.1 Análisis de convergencia •55

4.2 Análisis comparativo entre el comportamiento del Acero Inoxidable

316LVM Grado Médico y la aleación de Titanio Ti-6Al-4V •58

4.2.1 Desempeño del espaciador de rodilla y clavo intramedular •58

4.3 Comportamiento de los huesos •60

4.3.1 Fémur •60

4.3.2 Tibia •63

4.4 Esfuerzos y deformaciones en los pernos bloqueadores y barrenos •65

Conclusiones •71

Anexos •74

Glosario •76

Índice de figuras

Capítulo I

- Figura 1A. Planos frontal (coronal o longitudinal), sagital y transverso (horizontal) en el cuerpo humano. Figura 1B. Planos y tipos de movimiento sobre los que se desplaza la articulación de la rodilla. •1
- Figura 2. Distribución de las sollicitaciones en una rodilla con y sin meniscos. •2
- Figura 3. Estructura y acomodo de las partes principales que conforman la articulación de la rodilla •3
- Figura 4. Brazo de palanca del músculo cuádriceps en una rodilla normal y en una rodilla en la que se ha extirpado la rótula. •4
- Figura 5. Corte longitudinal de una falange humana. •5
- Figura 6. Estructura de un hueso largo. •6
- Figura 7. Esquema de la ubicación habitual de los tumores óseos más frecuentes. •8
- Figura 8. Esquema del paralelo citológico y bioquímico de los tumores óseos. •9
- Figura 9. Radiografía de una artroplastia total de rodilla en una mujer de 68 años. •12
- Figura 10. Radiografía anteroposterior tomada tres años después de una artrodesis con resección en tibia. •13
- Figura 11. Radiografía de una artrodesis sin resección seis meses después de una artroplastia. •15
- Figura 12. Radiografía de una fusión de rodilla dieciséis semanas después de una inserción de Clavo Wichita. •16
- Figura 13. Imagen transversal del cople cónico antes y después de ser ensamblados en los clavos modulados de titanio tibial y femoral. •17

Capítulo II

- Figura 1. Imagen de un corte tomográfico de ambos miembros pélvicos, donde se diferencia el tejido óseo del resto de los tejidos •22
- Figura 2. Visualización de los distintos planos generados a partir de las tomografías en una tibia. •24
- Figura 3. Fuerzas en las mallas de elementos finitos del fémur. •24
- Figura 4. Ubicación de las galgas extensiométricas a lo largo de un fémur para sensor esfuerzos. •26
- Figura 5. Predicción del patrón de la densidad en un fémur. •26
- Figura 6. Discretización de los modelos a partir de aplicación CAD. a) Construcción a partir de puntos. b) Unión para formar un sólido. c) Discretización del sólido formado. •29
- Figura 7. Modelo de elementos finitos que muestra la carga correspondiente a la reacción del acetábulo y la acción de los músculos abductores. •29

Capítulo III

- Figura 1. Vista en plano frontal de de las tomografías computarizadas que abarcan desde el maléolo medial de la tibia hasta la segunda vértebra lumbar. •32
- Figura 2. Vista en plano sagital de toda la longitud que abarcan las tomografías •33
- Figura 3. Visualización de los volúmenes generados y de las curvas exportadas en Ansys para la construcción de los modelos de tibia y fémur en 3D •33
- Figura 4. Cortes importados en Ansys para la construcción del volumen del fémur a partir de líneas, y donde se muestra únicamente la sección de fémur que se usara para las simulaciones. •34
- Figura 5. Volúmenes y áreas obtenidas para tibia y fémur con la separación respectiva para la ubicación de la prótesis. •35
- Figura 6. Espaciador de rodilla diseñado por el Dr. Genaro Rico en el Instituto Nacional de Rehabilitación. •35
- Figura 7. Espaciador de rodilla. Comparativo entre el modelo en 3D y el modelo real. A) Modelo construido para la simulación. B) Espaciador real. •36
- Figura 8. Acomodo y alineación del fémur y tibia junto con el espaciador. Puede apreciarse como sobresalen los bordes de ambos huesos por fuera de la base del espaciador tanto en fémur como en la tibia. •37
- Figura 9. Configuración final del espaciador con la tibia y el fémur. •38
- Figura 10. Cortes transversales de fémur. Visualización de los dos tipos diferentes de tejido óseo. •40
- Figura 11. Diagrama esquemático de la secuencia espacial del ciclo de marcha donde se muestran la fase portante (derecha) y la fase oscilante (izquierda). TC, talon7contacto inicia; DD, despegue de dedos, D, derecha; I, izquierda. •47
- Figura 12. Huesos largos del cuerpo humano. •48
- Figura 13. Aplicación de las fuerzas en la cabeza del fémur. •49
- Figura 14. Aplicación de las condiciones de fijación de áreas en tibia y clavo. •50
- Figura 15. Comparación de las superficies de fluencia para los criterios de Von Mises y Tresca. •53

Capítulo IV

- Figura 1. Mallado en los pernos y zonas circundantes. •55
- Figura 2. Gráfica σ_{max} – Número de Nodos. •56
- Figura 3. Tiempo de simulación – Número de nodos •57
- Figura 4. Distribución de esfuerzos en el espaciador de Titanio Ti-4Al-6V a distintas aberturas. De izquierda a derecha: A) cerrado 150 mm. B) abierto a 200 mm. C) abierto a 250 mm. •58
- Figura 5. Distribución de esfuerzos en el clavo intramedular. •60
- Figura 6. Comparación entre los esfuerzos que se presentan en el clavo intramedular para ambos materiales respecto al tamaño de la resección. •60
- Figura 7. Distribución de esfuerzos en el fémur. •61

- Figura 8. Esfuerzos generados en la pared cortical del fémur debido al momento de flexión. A) Zona sometida a tensión. B) Zona sometida a compresión •61
- Figura 9. Esfuerzo a compresión en la porción de tejido cortical en el fémur. A) A 150 mm de abertura. B) A 200 mm de abertura. C) A 250 mm de abertura •62
- Figura 10. Esfuerzos que presenta la porción de hueso cortical en el fémur respecto del material empleado para el espaciador. •63
- Figura 11. Esfuerzos en el fémur y tibia respecto al tamaño de la resección usando Acero Inoxidable 316VLM Grado Médico en el espaciador. •64
- Figura 12. Distribución de esfuerzos en la Tibia. A) porción distal, B) porción proximal, respecto al plano sagital. •64
- Figura 13. Esfuerzos en la tibia respecto al material empleado en el espaciador. •65
- Figura 14. Ubicación del esfuerzo máximo en los pernos con un tamaño de resección de 150 mm, respecto al plano sagital. A) Pernos insertados en el fémur. B) Pernos insertados en la tibia. •66
- Figura 15. Esfuerzos en los cuatro pernos bloqueadores de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V: PPF – Perno proximal del fémur, PDF – Perno distal del fémur, PPT – Perno proximal de la tibia, PDT pernos distal de la tibia, respecto al plano frontal. •66
- Figura 16. Comparación entre el esfuerzo máximo en el perno distal de la tibia para los dos diferentes materiales. •67
- Figura 17. Selección de los elementos en el hueso que tuvieran contacto con el perno •67
- Figura 18. Selección del esfuerzo máximo alrededor de los barrenos de los huesos. •68
- Figura 19. Esfuerzos en el perno distal de la tibia comparados con los esfuerzos en el barreno distal de la tibia en el caso de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. •68
- Figura 20. Comparación entre los esfuerzos en los barrenos de hueso y clavo intramedular y el perno distal de tibia para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. •69
- Figura 21. Comparativo entre los esfuerzos en el barreno del calvo intramedular, el esfuerzo en el barreno del hueso esfuerzo en el perno distal de la tibia para el espaciador de Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico •70

Índice de tablas

Capítulo III

- Tabla 1. Propiedades mecánicas del tejido óseo •40
- Tabla 2. Composición química en peso de los aleantes presentes en el Acero Inoxidable 316LVM •41
- Tabla 3. Aleaciones de acero con cromo y sus esfuerzos de cedencia •42
- Tabla 4. Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico empleadas en la simulación •42
- Tabla 5. Composición química en peso de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V •43
- Tabla 6. Comparación entre la resistencia a distintos tipos de corrosión entre las aleaciones de titanio y el Acero inoxidable de la serie 316. •43
- Tabla 7. Propiedades físicas de la aleación de Titanio Ti-6Al 4V •44
- Tabla 8. Propiedades mecánicas de la Aleación de Titanio Ti-6Al-4V empleadas en la simulación. •44
- Tabla 9. Fuerzas de reacción del músculo y de la articulación de la cadera aplicadas en el fémur. •49

Capítulo IV

- Tabla 1. Valores obtenidos en la prueba de convergencia. •56
- Tabla 2. Valores obtenidos para la malla de 0.0045 mm. •57
- Tabla 3. Deformaciones Pernos – Barrenos para el espaciador de titanio y de acero obtenidas del esfuerzo de von Mises. Los valores mostrados en amarillo son los correspondientes a las deformaciones mas granes, donde se muestra cómo los barrenos en la tibia son lo más afectados (BPT-H, BDT-H). •70

Introducción

Lo tumores óseos afectan en gran medida la salud y la integridad física de los pacientes que los padecen, y en casos graves, ponen en riesgo la vida de los mismos. Este tipo de tumores presentan una incidencia del 1% con respecto a los demás. La región anatómica que es afectada con mayor frecuencia es la articulación de la rodilla, con más del 50% de los casos, involucrando tanto al fémur como a la tibia.

Desde el punto de vista clínico, existen dos alternativas de tratamiento para este padecimiento: la amputación sobre la rodilla, o bien, remover quirúrgicamente el tumor (resección en bloque), seguido de la reconstrucción del sitio afectado. La primer opción se complementa, por lo general, con una prótesis externa, y tiene la ventaja de proporcionar movilidad en la articulación. No obstante, puede resultar una experiencia traumatizante, tanto física como emocionalmente para el paciente, además implica un costo muy elevado.

La reconstrucción posterior a la resección implica, en la mayoría de los casos, la fijación rígida de la articulación (artrodesis). Para ello, se emplea un clavo intramedular prácticamente del tamaño del miembro pélvico, y con un diámetro que varía de 11 mm a 13 mm, el cual se inserta en el canal medular del fémur y de la tibia. El implante se complementa con un espaciador, que ocupa el sitio donde originalmente se encontraba la articulación de la rodilla del paciente, y con cuatro pernos bloqueadores, dos en cada hueso.

El espaciador de rodilla está pensado como última opción para el salvamento del miembro pélvico. Su antecesor, el clavo intramedular fijo tipo Colchero, fue utilizado para el tratamiento de lesiones de cuello femoral e intertrocantéricas y para tumores pequeños. Este dispositivo está conformado por un clavo que se aloja en el canal medular y que se sujeta a los huesos mediante pernos. Existen varios dispositivos que pueden emplearse para lograr la artrodesis, como son el Clavo de Wichita, el Clavo Modulado de Titanio y el Clavo Intramedular tipo Neff. Sin embargo, estos dispositivos solo pueden ser utilizados cuando la extensión del tumor no sobrepasa los 100 mm de longitud.

A pesar de las limitaciones que implica la pérdida de funcionalidad del miembro afectado, la artrodesis de rodilla tiene la ventaja de preservar la anatomía del paciente y generar un costo menor en comparación con el uso de una prótesis externa.

Los materiales empleados en la manufactura del espaciador, clavo intramedular y pernos bloqueadores deben presentar un grado de biocompatibilidad elevado, así mismo poseer una resistencia mecánica adecuada. En la actualidad se utilizan dos materiales, el Acero Inoxidable 316 LVM Grado Médico y la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. En el Instituto Nacional de Rehabilitación se cuenta con un diseño propio de espaciador y clavo intramedular, el cual se ha empleado con éxito en

un número considerable de pacientes. Sin embargo, se tiene el interés de estudiar la relación que existe entre el tamaño de la resección del tumor y el desempeño del implante. Todo esto con el fin de mejorar su funcionalidad y evitar un ajuste post-operatorio del espaciador y acortar el tiempo de recuperación del paciente.

Justificación

El espaciador de rodilla es una prótesis que ha demostrado ser una opción factible para salvar la extremidad afectada por tumores óseos. La discapacidad que ocasionan este tipo de padecimientos es muy severa, incluso pueden ocasionar la muerte. Los tumores en la articulación de la rodilla son muy comunes entre los tumores óseos e involucran tanto al fémur como a la tibia. Como ya se ha mencionado, existen dos opciones para el tratamiento. Por tal motivo en el Instituto Nacional de Rehabilitación se diseñó un implante para salvar la extremidad, la cual se utiliza como tratamiento definitivo cuando las resecciones óseas son mayores a 150 mm de longitud.

El implante se compone de un clavo intramedular, cuatro pernos bloqueadores y un espaciador, tiene un sistema de extensión que permite un crecimiento desde los 150 mm hasta 250 mm. A pesar del éxito que ha presentado en la gran mayoría de pacientes, existe un problema en la zona de contacto entre los pernos bloqueadores y el hueso. Dicha complicación provoca aflojamiento en los pernos debido a las deformaciones excesivas que se presentan en el hueso, originando fallas en el espaciador. Todo esto induce dolor en el paciente, además de reducir significativamente la vida útil del implante. Es por esto que se tiene el interés de estudiar la influencia que muestra el aumento en el tamaño de la resección del tumor con respecto al riesgo de fractura del implante y/o el aflojamiento de los pernos bloqueadores.

Objetivos

Para conocer el origen de las causas que provocan el mal funcionamiento en el espaciador, es necesario evaluar, mediante distintos tipos de análisis, las condiciones en las que opera y su desempeño ante las mismas. Una de estas condiciones es el hecho de que la resistencia, tanto del hueso como del biomaterial empleado en la manufactura del espaciador, debe ser tal que pueda soportar las cargas fisiológicas que se generan en el miembro pélvico, con el fin de evitar fracturas y deformaciones excesivas en el sistema hueso - implante.

Para valorar la relación que existe entre el tamaño de la resección dentro de los rangos establecidos (150 mm – 250 mm) y el riesgo de fractura en el implante o la inestabilidad del sistema fémur-implante-tibia, es necesario identificar los puntos en donde se generan los esfuerzos de von Mises más elevados. De igual forma, es necesario evaluar la relación entre los esfuerzos y las deformaciones en los barrenos respecto a la variación del tamaño del espaciador. Todo esto se lleva a cabo con el fin de garantizar los rangos de seguridad para realizar una resección e insertar un espaciador, antes de pensar en otra alternativa clínica para el paciente con tumor óseo en la articulación de la rodilla.

Por otra parte, es necesario también evaluar las cualidades de los dos materiales que se emplean con mayor frecuencia en este tipo de implante, como son el Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico y la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. Esto con el objetivo de identificar y encontrar cuál es el material que presenta mejor desempeño biomecánico. Para obtener dicho resultado, se desarrollará un modelo de elementos finitos del implante, así como de las estructuras óseas involucradas. Del mismo modo se evaluará el efecto del tamaño de malla, de manera que se obtengan resultados confiables, realizando pruebas de convergencia.

Planteamiento del problema

Los tumores óseos son relativamente poco frecuentes, siendo los benignos dos veces más frecuentes que los malignos. La mayoría se presentan en los huesos que muestran la tasa de crecimiento más alta (fémur, tibia y húmero). Este tipo de tumores surgen por un trastorno en el crecimiento y diferenciación celular, caracterizado por un grado elevado de autonomía del individuo.

Al llevar a cabo el tratamiento de salvación del miembro afectado, se busca restablecer las funciones y la biomecánica de la extremidad. El empleo del espaciador de rodilla diseñado en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) implica la anulación total de la flexión de la articulación afectada, condición que se conoce como artrodesis. Este procedimiento se recomienda cuando la extensión del tumor abarca regiones más allá de la articulación.

A pesar de tener la certeza de que el uso del implante reporta buenos resultados clínicos, se ha observado que los pernos causan deformaciones en el sitio donde se insertan al hueso, debido al alto nivel de esfuerzos transmitidos. Este efecto reduce la vida útil del implante producto de la inestabilidad que se genera. Se piensa que este aumento en los esfuerzos es ocasionado por el tamaño de la abertura del espaciador a causa de una resección grande. Por lo tanto se requiere evaluar cómo afecta el aumento de tamaño de la resección y del espaciador respecto del riesgo de falla por fractura del implante y del aflojamiento de los pernos. Una opción para evaluar esta situación es mediante el método del elemento finito.

Antes de construir un modelo computarizado del implante y de los huesos involucrados, es necesario conocer las condiciones fisiológicas y las restricciones que deben tomarse en cuenta para modelos de este tipo. No es posible recrear las mismas condiciones fisiológicas bajo las cuales trabaja la articulación de la rodilla o la cadera en el modelado por elementos finitos. Sin embargo, existen muchos estudios donde se intenta valorar, mediante modelos mecánicos, el funcionamiento de las articulaciones así como las fuerzas, reacciones o momentos que intervienen en el movimiento del cuerpo. De esta manera, bajo las consideraciones adecuadas, es factible evaluar el funcionamiento de prótesis o implantes dentro del cuerpo humano.

Otro aspecto importante a considerar es la pérdida de tejido provocada por la artrodesis. Al observar cómo se lleva a cabo la inserción del espaciador de rodilla en una cirugía, se determinó que no es necesario considerar las reacciones que se generan en tendones o en ligamentos, ya que al momento de resecar el tumor también se deben retirar porciones considerable de hueso y tejido blando alrededor de esta zona, con el fin de evitar una posible proliferación de células cancerígenas. En este caso, solo se deben tomar en cuenta las reacciones que se producen en la unión del fémur con la cadera.

Una vez consideradas todas estas condiciones iniciales, el siguiente paso es construir volúmenes que representen a las estructuras óseas involucradas, creando un entorno en donde se pueda realizar la simulación de la inserción del espaciador. Por último, para ahorrar el mayor tiempo posible en las simulaciones, se realizó un análisis de convergencia con el que se determinó cuál era el número adecuado de elementos que se podían emplear para obtener un resultado confiable en el menor tiempo posible.

Capítulo I

Marco Teórico

1.1 Anatomía y biomecánica de la rodilla

La rodilla es la articulación más compleja en el cuerpo humano, ya que es una estructura de forma biarticular, compuesta por la articulación tibiofemoral (tibia y fémur) y la articulación fémororrotuliana (fémur y rótula). Puede soportar fuerzas y momentos elevados aunque tiene gran susceptibilidad a lesiones, ya que se sitúa entre los brazos de palanca más largos del cuerpo, el fémur y la tibia. Además, es una articulación que transmite cargas, participa en el movimiento, ayuda en la conservación del momento y distribuye las fuerzas en todo el miembro pélvico. Para realizar estudios biomecánicos en esta articulación, es conveniente definir los planos anatómicos adecuados sin hacer referencia a la masa, y por medio de la cinética aplicada, definir y describir los rangos del movimiento. Dichos planos son: el plano frontal, el plano sagital y el plano transversal (Figura 1A), donde puede alcanzar un rango de movimiento máximo durante actividades cotidianas (la marcha normal, subir y bajar escaleras, levantar objetos desde el piso, etc.) hasta de 117° en extensión completa partiendo desde la flexión a 0° , en el plano sagital. A pesar de esto, el rango de movimiento en los demás planos se ve afectado por la posición en la que se encuentre la articulación respecto a cada plano, teniendo un rango de movimiento máximo en los planos transversal y frontal, es decir, una rotación lateral de 0° a 45° y una rotación medial de 0° a 30° cuando la rodilla se encuentra a 90° de flexión en el plano sagital (Figura 1B) [1].

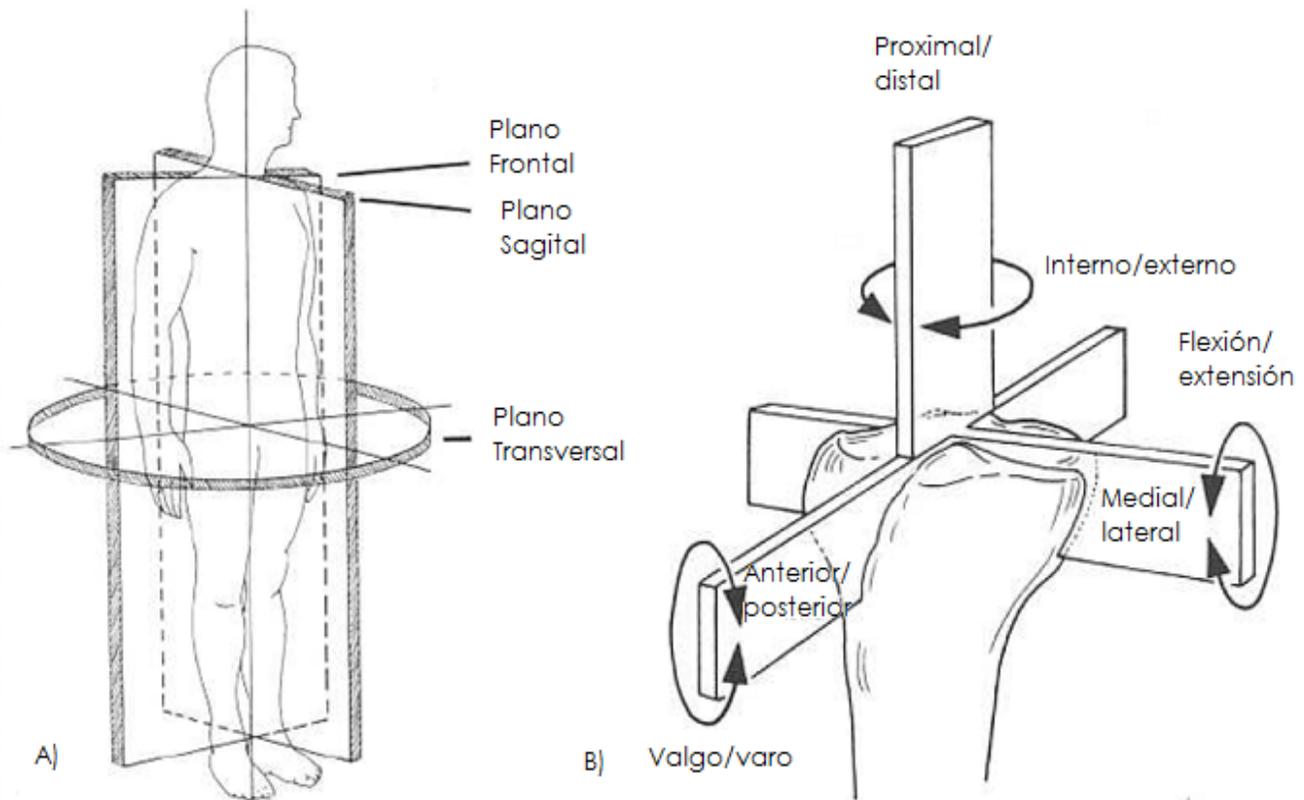


Figura 1A. Planos frontal (coronal o longitudinal), sagital y transversal (horizontal) en el cuerpo humano. **Figura 1B.** Planos y tipos de movimiento sobre los que se desplaza la articulación de la rodilla. Nordin M, Frenkel V. *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. Cinemática* (p. 184).

1.1.1 Articulación tibiofemoral

La articulación tibiofemoral no es una articulación troclear simple; tiene un movimiento espiral, o helicoidal. El movimiento espiral de la tibia respecto al fémur durante la flexión y la extensión es el resultado de la configuración anatómica del cóndilo femoral medial; en una rodilla normal, éste cóndilo es aproximadamente de 1.7 cm más largo que el cóndilo lateral. Mientras la tibia se mueve respecto al fémur desde la posición con la rodilla completamente flexionada hasta la extensión completa, desciende y luego asciende las curvas del cóndilo femoral medial y simultáneamente rota lateralmente. Este movimiento se invierte si la tibia vuelve hacia la posición de flexión completa. Este mecanismo de rodamiento específico (rotación a lo largo del eje longitudinal de la tibia) proporciona más estabilidad a la rodilla en cualquier posición de la que le daría una configuración troclear simple de la articulación tibiofemoral [1].

1.1.2 Articulación femorrotuliana

Presenta movimiento y deslizamiento. Desde la extensión completa hasta la flexión completa de la rodilla, la rótula se desliza aproximadamente unos 7 cm sobre los cóndilos femorales. Ambas facetas, medial y lateral del fémur, actúan con la rótula desde la extensión completa hasta 140° de flexión. Más allá de los 90° de flexión, la rótula rota externamente, y solo la faceta femoral medial articula con la rótula. En flexión completa, se hunde en el surco intercondíleo. Las áreas de contacto se incrementan con una cantidad aumentada de flexión y con una fuerza aumentada de tracción de los músculos individuales que conforman el cuádriceps [1].

1.1.3 Meniscos

En una rodilla normal, las fuerzas de reacción articular se mantienen por medio de los meniscos y por el cartílago articular. Los meniscos forman una estructura que absorbe las cargas para proteger al cartílago y al hueso subcondral en condiciones dinámicas. En la rodilla las sollicitaciones se distribuyen sobre una amplia área de la meseta tibial. Si se reduce esta área, las sollicitaciones ya no estarían distribuidas de la misma manera sino que se limitan a un área de contacto menor en el centro de la meseta. La extirpación de los meniscos incrementa la magnitud de las sollicitaciones en el cartílago y el hueso subcondral en el centro de la meseta tibial, y también disminuye el tamaño y cambia la localización del área de contacto (Figura 2). Por lo cual, se piensa que los meniscos reciben el 70% de la carga de la rodilla [1].

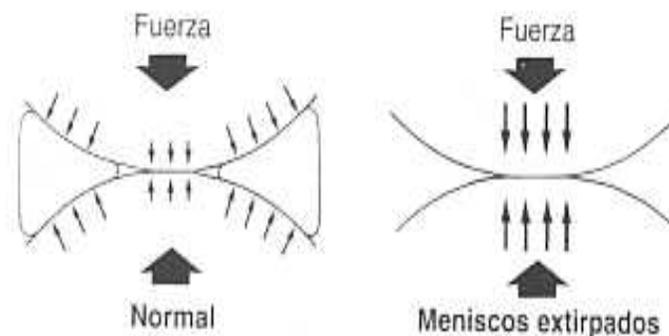


Figura 2. Distribución de las sollicitaciones en una rodilla con y sin meniscos. Margaret Nordin M, Frenkel V. *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. Dinámica de la articulación tibiofemoral* (p. 198)

1.1.4 Estabilidad de la articulación de la rodilla

La configuración ósea, los meniscos, los ligamentos, la cápsula articular y los músculos que rodean la rodilla, proporcionan estabilidad a la articulación. Si cualquiera de estas estructuras funcionara de manera incorrecta o estuviese alterada, se produciría inestabilidad articular en la rodilla. Los ligamentos son los estabilizadores principales para la traslación anterior y posterior, la angulación del varo y valgo, y la rotación externa e interna de la articulación. El LCA (ligamento cruzado anterior) es el principal estabilizador de la rodilla y limitador del desplazamiento anterior de la tibia que asume el 75% de la fuerza en extensión completa y un 10% adicional hasta los 90° de flexión de la rodilla. El LCP (ligamento cruzado posterior) es el limitador de la traslación tibial posterior, y sustenta entre el 85 y 100% de la fuerza (Figura 3) [1].

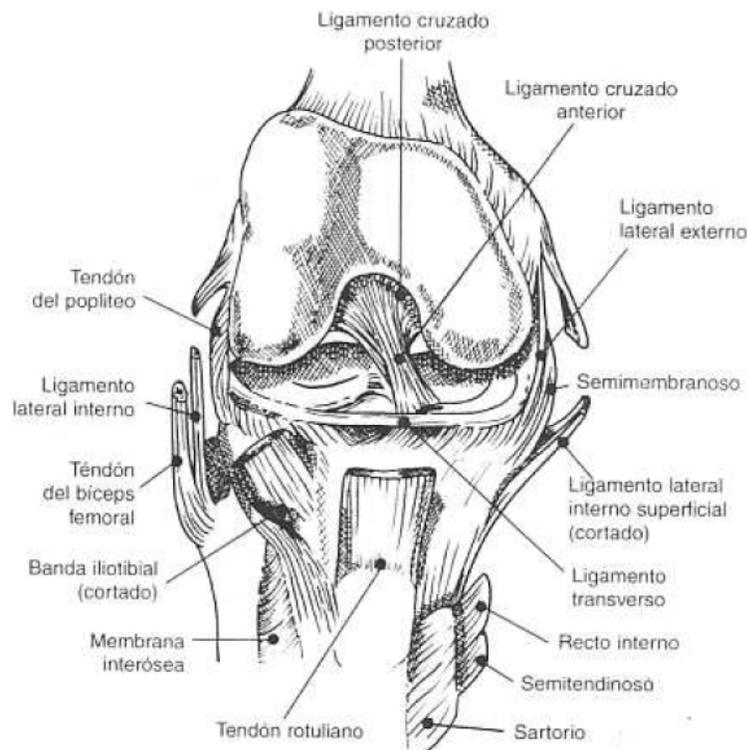


Figura 3. Estructura y acomodo de las partes principales que conforman la articulación de la rodilla. Nordin M, Frenkel V. *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. Biomecánica de la rodilla* (p. 181)

1.1.5 Rótula

La rótula presenta dos funciones biomecánicas principales: ayudar a la extensión de la rodilla al provocar el desplazamiento anterior del tendón del cuádriceps a lo largo del rango completo de movimiento y permitir una distribución uniforme de las solicitaciones compresivas sobre el fémur al incrementar el área de contacto entre el tendón rotuliano y el fémur. Si se extirpara la rótula, el tendón rotuliano estaría situado más cerca del centro de movimiento de la articulación tibiofemoral, actuando como un brazo de palanca más corto, haciendo que el músculo cuádriceps produzca incluso más fuerza de la que normalmente se requiere para mantener un cierto momento de torsión sobre la rodilla durante los últimos 45° de extensión (Figura 4) [1].

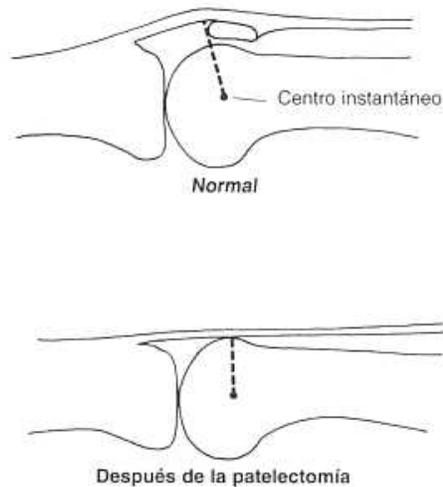


Figura 4. Brazo de palanca del músculo cuádriceps en una rodilla normal y en una rodilla en la que se ha extirpado la rótula. Nordin M, Frenkel V. *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. Dinámica de la articulación tibiofemoral* (p. 199)

1.2. Biología del hueso

1.2.1 Estructura del Tejido Óseo

El sistema óseo se encarga de proteger los órganos internos, así como proporcionar uniones cinemáticas rígidas y lugares de inserción muscular, y facilitar la acción muscular y el movimiento corporal, entre otras funciones. El hueso posee propiedades estructurales y mecánicas únicas que le permiten desarrollar dichas funciones. Está entre las estructuras más duras del cuerpo; solo la dentina y el esmalte de los dientes son más duros. Es uno de los tejidos más dinámicos y metabólicamente activos del cuerpo, además de ser un tejido ricamente vascularizado con una excelente capacidad de auto reparación y que puede alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica. Su resistencia a la tensión es casi similar a la del hierro fundido, pero el hueso es tres veces más ligero y diez veces más flexible. Además, no es un material inerte. Su matriz se constituye por componentes orgánicos e inorgánicos y sus superficies internas y externas están cubiertas por células y procesos celulares. En muchas personas, el hueso aparenta no tener cambios por décadas, pero no es así. El hueso se encuentra cambiando constantemente en respuesta a señales mecánicas y hormonales [2].

1.2.2 Hueso Cortical y Trabecular

A simple vista se puede observar la existencia de dos tipos de tejido óseo: el cortical o compacto, (ubicado en la corteza del hueso) y el trabecular o esponjoso, (ubicado en la parte interna del hueso). La matriz de hueso cortical y trabecular tienen la misma composición y estructura, pero la densidad del hueso cortical es mayor que la del hueso trabecular, por lo que también tiene una porosidad menor (10% y 50% a 90%, respectivamente). Como la resistencia a la compresión del hueso es proporcional al cuadrado de su densidad, el módulo de elasticidad y la resistencia última del hueso cortical puede ser hasta diez veces superior que un volumen similar de hueso trabecular.

El hueso cortical forma aproximadamente el 80% del esqueleto maduro. Las paredes corticales del hueso se adelgazan e incrementan su diámetro hasta formar la metáfisis, donde las placas de hueso trabecular se orientan para proporcionar apoyo al hueso subcondral que subyace al cartílago articular. La metáfisis es la unión de la diáfisis con la epífisis. En el hueso adulto esta parte es ósea, siendo cartilaginosa en la fase del desarrollo del mismo. En los huesos largos, la diáfisis es la parte central, construido por un tejido óseo compacto (hueso cortical denso) y en cuyo interior se encuentra la medula ósea. Tiene forma tubular y un espesor de pared grueso. La epífisis se encuentra situada en la porción final de los huesos largos, separada del resto del hueso por un cartílago que permite el crecimiento del mismo, generalmente abultada para dar mayor firmeza a la articulación. Está formada por hueso trabecular en el centro y en su periferia tiene una capa delgada de hueso compacto. La diáfisis proporciona resistencia a la torsión y flexión. La metáfisis, formada por hueso trabecular casi exclusivamente, permite que se presenten grandes deformaciones bajo la misma carga. Esta estructura no sólo se ensancha para formar las articulaciones, sino que ayuda a absorber los impactos que se aplican a través de las articulaciones sinoviales. Por ello cuando se coloca una prótesis que se inserta al hueso y se fija con cemento se reduce considerablemente su capacidad para absorber impacto e incrementa considerablemente la fuerza máxima que se transmite a través de la articulación por cargas de impacto (Figura 5).

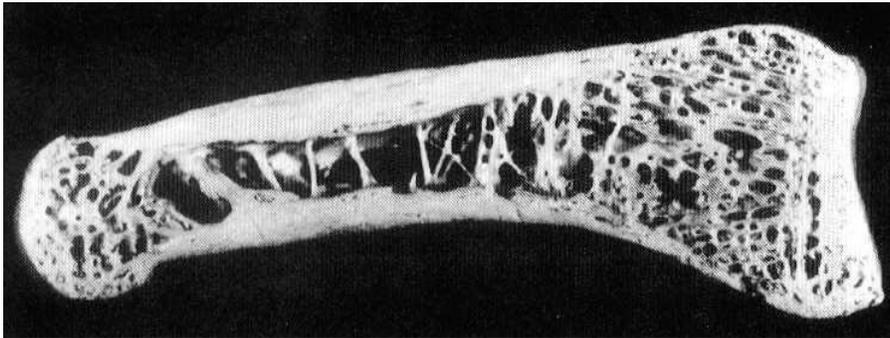


Figura 5. Corte longitudinal de una falange humana, donde se muestra la porción central (tubular) llamada diáfisis, conformada casi en su totalidad por tejido cortical. Las metáfisis se encuentran en ambos extremos del hueso. Como se aprecia tienen un volumen mayor y están formadas casi exclusivamente por hueso esponjoso. Buckawalter, J. A. Glimcher, J. Cooper, R. Recker, R. *Bone Biology. Part 1. Structure, Blood Supply, Cell Matrix and Mineralization. The Journal of Bone and Joint Surgery. Structure of bone* (p. 1256)

La estructura del hueso trabecular y del hueso cortical cambia en respuesta a las cargas aplicadas, la inmovilización, influencias hormonales, edad, estilo de vida y otros factores. Ambos huesos pueden estar formados por hueso fibroso (primario) o lamelar (secundario). El primero forma el esqueleto en la etapa embrionaria, posteriormente se reabsorbe y es reemplazado por el hueso maduro conforme el esqueleto se desarrolla. No obstante, el hueso fibroso puede aparecer a cualquier edad en respuesta a una lesión en tejido blando u óseo, tratamientos que estimulan la formación de hueso, enfermedades metabólicas o neoplásicas, o inflamación. Debido a su orientación irregular, su relativo alto contenido de agua y su patrón de mineralización anormal, el hueso fibroso es más flexible, se deforma con mayor facilidad, y es menos resistente que el hueso lamelar. La distribución casi aleatoria de las fibras de colágena del hueso fibroso lo hace ser isotrópico cuando es sometido a carga. Por el contrario, el hueso lamelar tiene comportamiento anisotrópico [2].

1.2.3 Formación, Modelación y Remodelación del Tejido Óseo

La formación, crecimiento, mantenimiento y reparación del esqueleto son procesos que el hueso experimenta a lo largo de nuestra vida. De igual forma, los tratamientos con injertos

homólogos y autólogos, osteogénesis por distracción, factores de crecimiento óseo, campos eléctricos, o ejercicios pueden estimular la formación de hueso.

A pesar de parecer distintas las circunstancias que dan lugar a la formación de hueso, en realidad sólo existe un proceso de formación. Este se inicia cuando las células no diferenciadas del mesénquima o preosteoblastos toman la apariencia de osteoblastos y comienzan a secretar una matriz extracelular especializada. Dicha matriz se mineraliza, y los osteoblastos, rodeados por una matriz mineral, se convierten en osteocitos. La aparición de los osteoclastos, que provienen de la sangre, inicia el proceso de remodelación, el cual convierte el hueso fibroso inmaduro en hueso lamelar maduro y reabsorbe y reemplaza al hueso inmaduro.

La formación de hueso contribuye a la restauración del esqueleto después de una lesión o enfermedad, o por tratamiento de una fractura. Después de la osificación del esqueleto en un feto, los osteoblastos y osteoclastos comienzan a modelar y remodelar cada hueso. En general, el término modelar se refiere a la alteración en forma del hueso, mientras que el término remodelación se refiere al cambio del hueso que no altera su forma; no obstante ambos procesos ocurren simultáneamente y no es fácil distinguirlos (Figura 6).

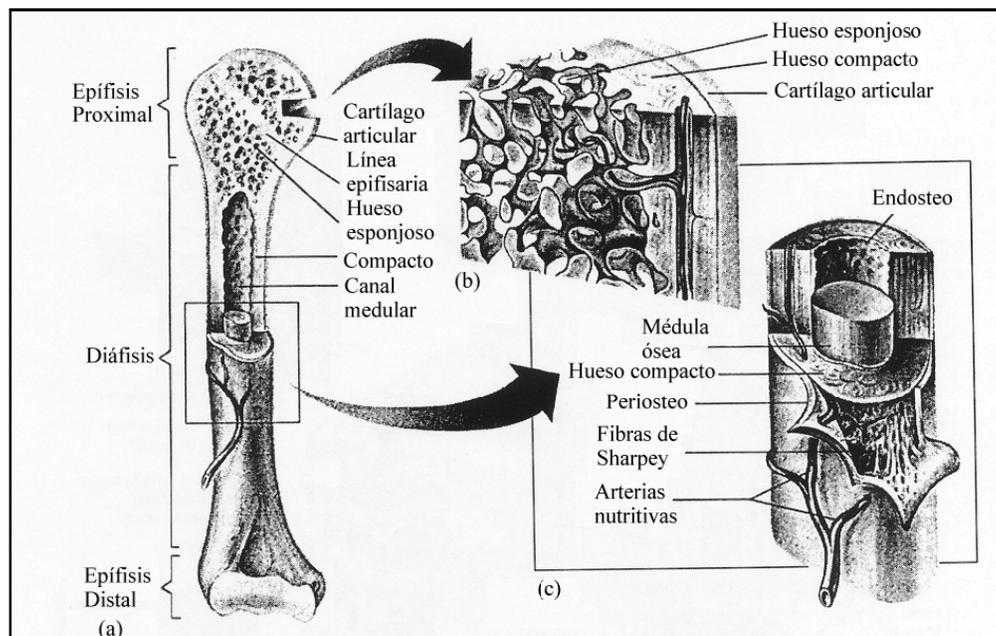


Figura 6. Estructura de un hueso largo (húmero humano). (a) Vista anterior con un corte longitudinal en la extremidad proximal (b) Vista tridimensional del hueso esponjoso y del cortical de la epífisis. (c) Corte transversal de la diáfisis. Doblaré M. García J. M. *Simulación del Comportamiento Óseo. Aplicación al Diseño de Implantes.* 2000 (p. 27)

La mayoría de los cambios en el hueso durante el crecimiento provienen de la modelación ósea, pero se cree que al menos en una pequeña proporción ocurre la remodelación. Después de que el crecimiento del hueso concluye, el cambio del hueso es resultado principalmente de la remodelación. La remodelación fisiológica incluye la síntesis y resorción ósea en el mismo sitio, y ocurre sin afectar la densidad o la forma del hueso. La remodelación se lleva a cabo tanto en la superficie del hueso, como en el interior del mismo, a través de una secuencia de eventos que incluyen: la activación de los osteoclastos, resorción del hueso, activación de los osteoblastos y formación del nuevo hueso en el sitio donde previamente se llevó a cabo la resorción.

Existe otro tipo de remodelación ósea, conocida como adaptativa. Según investigaciones realizadas con antelación, donde se relaciona la estructura del hueso con la serie de solicitaciones a las que está expuesto, tales como fuerzas mecánicas y momentos, se ha encontrado cierta dependencia entre el tamaño y peso de los huesos y su actividad. Además, el hueso puede adaptarse a dichas alteraciones de cargas mediante un cambio en su estructura, de acuerdo con leyes matemáticas, este postulado es conocido como la Ley de Wolff, enunciada por este investigador en 1892 (Anexo 1). Estudios experimentales han verificado la existencia de dicha ley demostrando que se presenta remodelación en el hueso como mecanismo de adaptación cuando es sometido a cargas cíclicas, aun en esqueletos maduros. Adicionalmente se ha demostrado que para mantener la densidad normal en el hueso se requiere de cargas repetitivas.

Un tipo más de remodelación ósea es la referida a los implantes. El uso de las placas rígidas para tratar las fracturas diafisarias puede disminuir la densidad ósea. Una placa rígida fijada al hueso tiende a disminuir la carga que éste recibe, lo que ocasiona que se incremente la porosidad del tejido óseo. La remodelación adaptativa también se verifica como respuesta a otros tipos de implantes, que incluyen aparatos intramedulares de fijación de fracturas, fijadores internos de columna, implantes dentales y prótesis para reemplazos articulares. La remodelación ósea asociada con los implantes puede ser extremadamente compleja. Las variables relacionadas con el diseño del implante, material empleado y el método de fijación; las relacionadas con la condición local del hueso, incluyendo su densidad y forma; y las relacionadas al paciente, incluyendo edad, sexo, equilibrio hormonal y actividad. Todos ellos tienen impacto en la remodelación del hueso después de la inserción de un implante [3].

1.3 Tumores Óseos en Rodilla

Los tumores óseos son relativamente poco frecuentes, siendo los benignos dos veces más frecuentes que los malignos. La mayoría se encuentran en los huesos que presentan mayor tasa de crecimiento (fémur, tibia, húmero), teniendo una localización específica y a la edad en que se presenta el pico de máximo crecimiento (14 a 20 años). Bajo estas condiciones, los tumores adoptan sus características típicas.

Se puede observar que los distintos tipos de tumores tienen sitios predilectos para su desarrollo y crecimiento, presentando neoplasias correspondientes (Figura 7).

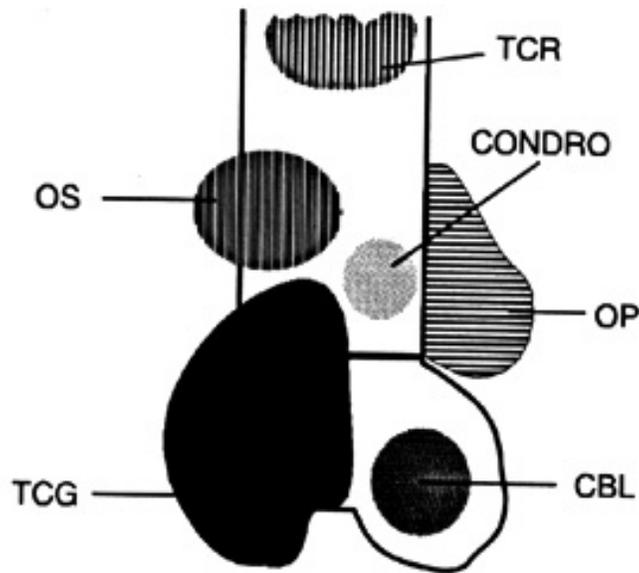


Figura 7. Esquema de la ubicación habitual de los tumores óseos más frecuentes. Martín E. Lecciones de Anatomía Patológica. Capítulo 12: Osteoarticular. Patología Ósea. Universidad de Chile.

OS: Osteosarcoma.

TCG: Tumor de células gigantes.

TCR: Tumores de células redondas pequeñas.

CONDRO: Condrosarcoma.

OP: Osteosarcoma paraostal.

CBL: Condrioblastoma.

Neoplasia o tumor es el término denominado a un conjunto de enfermedades caracterizadas por la proliferación celular de clones de células, inducidas a crecer de manera aberrante por mutaciones en los genes que controlan su crecimiento. La evolución desde el crecimiento normal hasta la malignidad es paralela a un daño progresivo del ADN. La clasificación de las neoplasias ayuda a determinar el tratamiento apropiado, así como el pronóstico de las mismas (Anexo 2).

La neoplasia benigna es un tumor localizado, con una cápsula fibrosa, de crecimiento potencialmente limitado, de forma regular y células bien diferenciadas. No invade el tejido adyacente, ni produce metástasis a distancia. Sólo causa daño por compresión y habitualmente no recurre después de la extirpación quirúrgica. La neoplasia maligna es un tumor con tendencia a crecer, invadir y producir metástasis. Suele tener una forma irregular y está constituido por células escasamente diferenciadas. El grado de malignidad de las neoplasias depende de la estirpe tumoral (criterio histológico) y del estadio en que se encuentre el tumor del paciente.

A medida que la célula neoplásica se hace más indiferenciada, va perdiendo su capacidad para tener una función específica y aumenta en agresividad contra el organismo. Algunos tipos tumorales tienen preferencia por ciertas edades: condrioblastoma, mieloma o tumor de células gigantes. En el esqueleto es muy frecuente que la metástasis se haya originado en un carcinoma primario de tiroides, riñón, próstata, y mama (Figura 8).

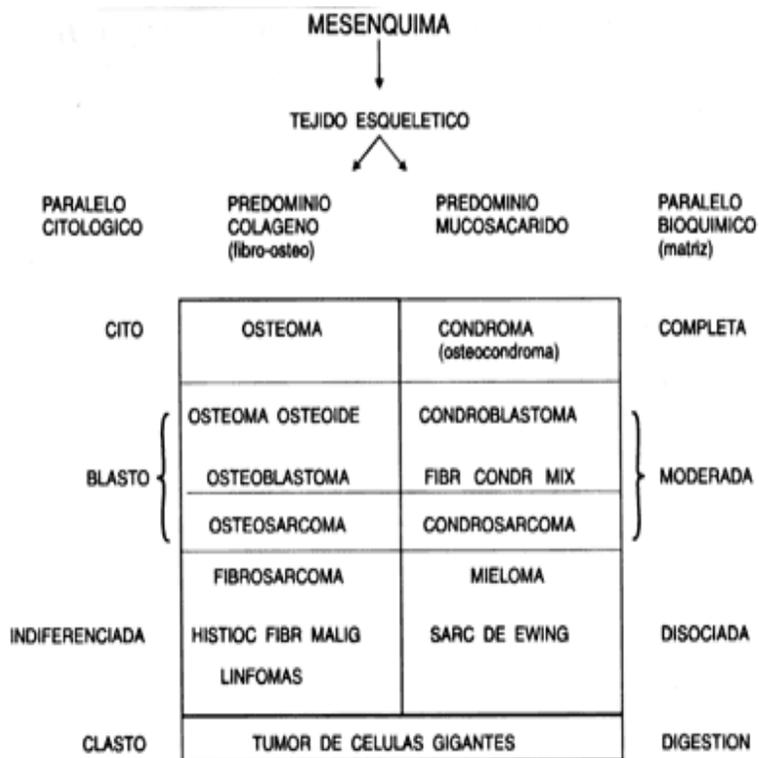


Figura 8. Esquema del paralelo citológico y bioquímico de los tumores óseos (según Johnson LC (1953) A General Theory of Bone Tumors. NY Acad Med 29: 164-17.

Para nuestro caso de estudio, solo abordaremos aquellas patologías que se presentan con mayor frecuencia y en aquellos procedimientos fallidos que llevan a la realización de una artrodesis, que es la última posibilidad para conservar la totalidad del miembro, en este caso, el miembro pélvico. Los marcos de referencia más comunes son: artroplastias totales de rodilla fallidas(ATR) debido a infecciones cercanas al área de inserción, pérdida extensiva séptica y aséptica de hueso después de una ATR, gonartritis reumatoide, fracturas de diáfisis en tibia, y defectos secundarios por resecciones de tumores esqueléticos, de los que destacan los tumores de células gigantes, histiocitomas fibrosos malignos, condrosarcomas, osteosarcomas periostiales y sarcomas indiferenciados [4].

1.3.1 Condrosarcoma

Es raro en menores de treinta años de edad y afecta principalmente a los huesos largos, ubicado en los extremos distales de codo y rodilla. Puede ser secundario a un osteocondroma (condrosarcoma periférico). Generalmente es voluminoso, expansivo e infiltrante, con frecuencia compromete la piel. Histológicamente se observa un tumor cartilaginoso, con células irregulares, focos de necrosis y calcificación muy llamativos, especialmente cuando son vistas por medio de rayos X. Algunas lesiones poseen escasos signos histológicos de agresividad y sólo la clínica o la radiología evidencian su verdadero carácter (presencia de metástasis generalmente pulmonares) [4].

1.3.2 Osteosarcomas (sarcomas osteogénicos)

Son tumores malignos en que la célula neoplásica genera directamente sustancia osteoide. Es muy agresivo y es el más frecuente de los tumores malignos primitivos del esqueleto. Tiene alguna predilección por los varones, se origina en la medula de la metafisis de un hueso

largo, preferentemente en el extremo distal del fémur, extremo proximal de la tibia y extremo proximal de húmero, pero puede afectarse cualquier hueso. Su mayor incidencia se presenta en la segunda mitad de la segunda década de la vida. Si aparece más tardíamente, casi con seguridad puede decirse que es secundario a otro tumor primario. Patológicamente se observa afección de toda la metáfisis, extendiéndose hacia la diáfisis por el canal medular, permea el tejido óseo y el periostio e invade tejidos blandos, generalmente dando lugar a una gran masa tumoral que puede involucrar a la piel [4].

1.3.3 Osteosarcoma parostósico o yuxtacortical

Es relativamente frecuente y se presenta en pacientes mayores de treinta años de edad, de preferencia en relación con la cara posterior de la metáfisis distal del fémur (hueco poplíteo); se desarrolla a partir del periostio y es de lento crecimiento; envuelve al hueso y después de algún tiempo invade la corteza y médula; es muy bien diferenciado, por lo que a veces ha sido confundido con una miositis osificante antigua o un osteocondroma madurado. Es de relativo buen pronóstico mientras no se encuentre comprometido el canal medular [4].

1.3.4 Tumor de células gigantes (osteoclastoma)

Es un tumor localmente agresivo, frecuentemente con recidivas postoperatorias. Es más frecuente en mujeres mayores de veinticinco años. Las localizaciones más frecuentes son: epífisis distal del fémur, proximal de la tibia y distal del radio. No se conoce con certeza su histogénesis. La segregación de múltiples lesiones óseas, tumorales y pseudotumorales, que poseen células gigantes, ha permitido delimitar esta entidad con características propias bien definidas. Es una lesión lítica, excéntrica, policíclica e insuflante que llega a comprometer el cartílago articular. Se aconseja reseca estos tumores en forma relativamente amplia. Muchas veces las recidivas muestran un aspecto histológico más agresivo que el original. Se han descrito casos de metástasis pulmonares, que han sido tratadas efectivamente con su resección [4].

1.3.5 Histiocitoma fibroso maligno

Es una lesión agresiva, de histogénesis discutida: su aspecto microscópico muestra tanto elementos que recuerdan fibroblastos como otros que manifiestan características de histiocitos; así, hay áreas de células fusionadas, dispuestas en haces, que forman fibras de colágena, junto a otras zonas con células poliédricas con capacidad fagocitaria (comer células), a veces multinucleadas y escasa formación de fibrillas reticulares. La curva de distribución por edad muestra dos puntos de mayor frecuencia, en la segunda y sexta décadas, hecho que no ha sido explicado [4].

1.3.6 Sarcoma

Tumor maligno derivado de las células mesenquimatosas. Puede formarse a expensas del tejido conectivo común (fibrosarcoma) o a partir de tejido conectivo diferenciado (condrosarcoma, miosarcoma, etc.) o de tejido ganglionar (linfosarcoma, reticulosarcoma, etc.). En general son tumores de gran malignidad. Es un tumor muy agresivo que afecta principalmente a menores de veinte años, sobre todo a niños. Tiene preferencia por la pelvis y diáfisis de los huesos de los miembros pélvicos. Es fuertemente lítico, invasor,

frecuentemente forma una gran masa tumoral extraósea. Da metástasis en pulmón, ganglios linfáticos y otros huesos [4].

1.4 Implantes ortopédicos y su aplicación para artrodesis de rodilla

Un implante es un objeto o material parcial o totalmente insertado o injertado en una parte del cuerpo con fines protésicos, terapéuticos, diagnósticos o experimentales. Existen varios tipos de implantes, pero los empleados para nuestro fin son aquellos que se encargan de sustituir una articulación, ya sean aloplásticos o autoplásticos.

1.4.1 Procedimientos quirúrgicos

La preocupación básica al hacer trasplantes e implantes es librar al paciente de múltiples procesos quirúrgicos con el fin de corregir deformidades y mitigar dolores en zonas de importancia vital para la movilidad del cuerpo, como las articulaciones de cadera o la rodilla. Algunas veces se opta en primera instancia por una amputación antes de intentar una fusión articular (artrodesis), donde se puede salvar la extremidad aunque se pierda la movilidad [5].

1.4.1.1 Artroplastia

La artroplastia es la reconstrucción o sustitución quirúrgica de una articulación atrofiada con el objeto de restablecer su entera movilidad o corregir alguna deformidad en ella. En el caso de la rodilla, la operación se lleva a cabo mediante una incisión, se retira la rótula y se cortan la epífisis distal del fémur y la epífisis proximal de la tibia para que la prótesis encaje. De la misma manera, se resecciona la rótula en su superficie inferior para permitir la colocación de un componente artificial. Las dos partes de la prótesis se implantan en las partes distal y proximal del fémur y tibia respectivamente, y la superficie distal de la rótula, utilizando un cemento óseo especial. Generalmente, se utiliza metal en la porción distal del fémur y plástico en la porción proximal de la tibia y la rótula, para la nueva superficie de la rodilla. Sin embargo, hoy en día se utilizan superficies de distintos materiales, incluyendo metal sobre metal, cerámica sobre cerámica o cerámica sobre plástico. En muchos casos, ahora se puede utilizar una incisión diminuta para evitar cortar el tendón en la parte frontal de la rodilla, lo cual permite una recuperación menos dolorosa y más rápida que el reemplazo total de rodilla (Figura 9) [5].



Figura 9. Radiografía de una artroplastia total de rodilla en una mujer de 68 años.

En caso de que la artroplastia con resección sea poco satisfactoria para el paciente por inestabilidad o dolor, entonces puede tomarse en cuenta la realización de una artrodesis, con el fin de preservar el miembro pélvico.

1.4.1.2 Artrodesis con resección

La artrodesis es una intervención quirúrgica donde se fijan dos extremos óseos, en este caso la tibia y el fémur, anclando la articulación de la rodilla. Se retiran las porciones donde se deslizan los huesos y el cartílago para realizar el anclaje mediante tornillos, placas, o fijadores, hasta que se obtenga la unión. Para acelerar el proceso puede ser necesario añadir un injerto de hueso, generalmente de otra parte del organismo. La cirugía tiene como objetivo la corrección de una deformidad, el tratamiento primario de una fractura con gran destrucción articular que no se pueda reconstruir, el tratamiento de las secuelas dolorosas de una fractura, o el tratamiento de una destrucción importante de una articulación, donde no está indicada la colocación de una prótesis (Figura 10).

Cuando se contempla la artrodesis debida a una artroplastia fallida, hay que tomar en cuenta algunos requerimientos fisiológicos básicos para que la fusión se lleve a cabo de manera satisfactoria. Primero, adecuar la reserva de hueso, donde exista una alta probabilidad de sanar. Segundo, evitar el excesivo acortamiento como resultado de repetidas resecciones de fémur distal y tibia proximal, si se llevan a cabo, para aumentar la probabilidad de éxito quirúrgico. Además, se debe tomar cuenta también otros factores como la edad del paciente, su historia clínica, el nivel de actividad, los procesos de enfermedades básicas y las condiciones de las demás articulaciones, particularmente la cadera y la rodilla contralateral [4,5].

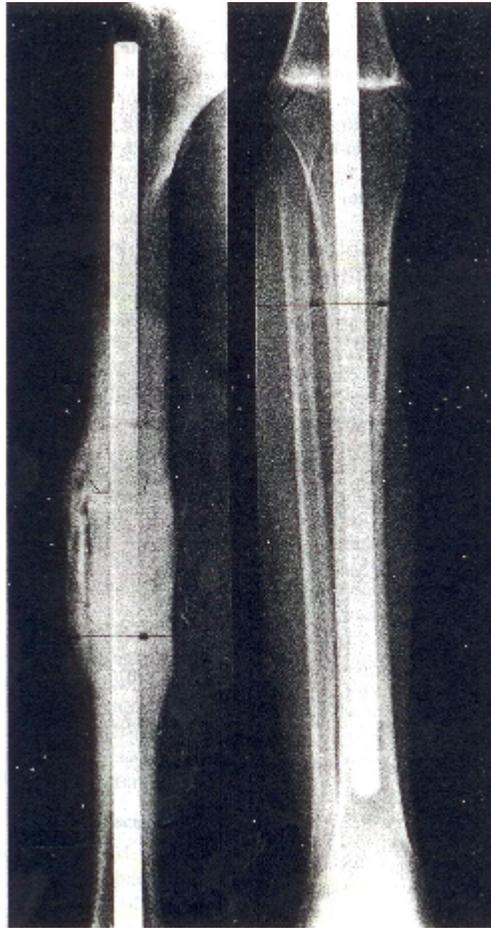


Figura 10. Radiografía anteroposterior tomada tres años después de una artrodesis con resección en tibia. Weiner S, Scarborough M. *Resection Arthrodesis of the Knee with an Intercalary Allograft*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1996.

Con esta idea en mente, un paciente joven y activo, con una expectativa de vida normal y con razonable entorno articular afectado debe considerarse como el candidato indicado para la artrodesis. Por otro lado, si el paciente es casi un anciano y débil, una artrodesis puede ser poco práctica. Se deben contemplar las resecciones en la artroplastia como una alternativa a la fusión de rodilla. Esto debe ser tomado en cuenta al enfrentarse con un paciente sedentario y severamente discapacitado.

Al realizarse la artrodesis de rodilla por algún tumor maligno, comúnmente, se reseca la porción distal del fémur y la porción proximal de la tibia, para poder insertar el dispositivo y que éste funcione adecuadamente. Uno de los aspectos que se toman en cuenta para determinar el tamaño de la resección es el tamaño del tumor que se va a extirpar. De esto depende en gran medida también el tamaño del implante para que no haya una diferencia considerable en la longitud de ambos miembros pélvicos. La artrodesis de rodilla ha sido intentada con un gran número de técnicas de operación, las más comunes son la fijación externa y la fijación intramedular. Sin embargo, estas técnicas tienen limitaciones inherentes. La fijación externa tiene como restricciones la presencia de infecciones cerca de los pernos, lo que puede limitar la vida útil del dispositivo, y la rodilla puede no tener la estabilidad que el paciente desearía en caso de tener daños severos en sus huesos. La fijación intramedular presenta migración y fractura del dispositivo intramedular, lesión neurovascular, fractura tibial durante la inserción del dispositivo, y retraso en la unión. Cuando los diámetros del canal intramedular de la tibia y del fémur no son similares, la

fijación óptima con una sola pieza con un solo diámetro en un dispositivo intramedular es difícil [6].

1.4.2 Biomateriales

Los metales, los polímeros, los cerámicos y los materiales compuestos se utilizan en diseño de implantes y en sus componentes. Las bondades de estos materiales son evaluadas conforme a sus propiedades mecánicas. Los biomateriales son materiales de origen natural o artificial que se utilizan para sustituir tejidos vivos y realizar sus mismas funciones. El término biocompatibilidad es solo una descripción cuantitativa de cómo interactúan el tejido corporal con el biomaterial dentro de algunas expectativas de cierto propósito y del sitio de las implantaciones. El criterio general para la selección de biomateriales para implantes en hueso son:

- Que su alta biocompatibilidad no cause una respuesta inflamatoria o tóxica más allá de su nivel de tolerancia.
- Que sus propiedades mecánicas sean apropiadas y cercanas a las del hueso.
- Que su manufactura y método de producción sea económicamente viable.

Los materiales también son clasificados como bioactivos, bioinertes y biodegradables.

Los metales generalmente tienen buenas propiedades mecánicas pero muestra una pobre biocompatibilidad. La causa principal es la activación de sus iones producto de sus esfuerzos mecánicos, lo cual eventualmente causa fallas en el implante y este termina por ser removido. Los cerámicos generalmente tienen buena biocompatibilidad pero poca resistencia a la fractura ya que tienden a ser frágiles.

Los dos metales más empleados en prótesis e implantes son el acero inoxidable y las aleaciones de titanio. El acero inoxidable es uno de los biomateriales más populares por su capacidad para fijarse dentro y fuera del hueso, además de poseer una favorable combinación de propiedades mecánicas, biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y bajo costo cuando es comparado con otros materiales. Los tornillos y piezas de acero inoxidable son más fáciles de manejar debido a la facilidad con la cual se aprecia su deformación plástica con el fin de proporcionar adecuadas medidas de seguridad para evitar sobrecarga en dichas piezas. Actualmente los implantes de acero inoxidable contienen iones de níquel. Esto ocasiona alergia en algunos pacientes al contacto con la piel, además de reacciones sépticas alrededor del implante. Cuando esto se presenta, los implantes de acero inoxidable son reemplazados por implantes de titanio, con el fin de evitar alergias e infecciones.

Por otro lado, los implantes convencionales de aleación de titanio ofrecen una excelente combinación de biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y buenas propiedades mecánicas. Las investigaciones en biomateriales se han concentrado en la aleación β de titanio por que las variables del proceso pueden ser controladas y así obtener los resultados deseados. También se pueden mejorar algunas propiedades como el módulo de elasticidad, incrementar la resistencia a la corrosión, mejor ductilidad, y mejorar la sensibilidad y resistencia a las muescas. El material es menos susceptible a los efectos por concentraciones de esfuerzos. Estas aleaciones de titanio conforman los principales elementos de uso no tóxico para la optimización de la biocompatibilidad de los dispositivos en implantes. La capa pasiva de óxido que se forma sobre la superficie de las aleaciones de

titanio es muy resistente a la corrosión, y en gran medida responsable de las propiedades biológicas. Los óxidos estables son altamente insolubles en fluidos biológicos, lo cual contribuye a la excelente compatibilidad [7].

1.4.3 Tipos de implantes

El uso de clavo intramedulares es valorado particularmente cuando se requiere una fijación rígida para la unión de injertos en una articulación. Es importante tener una perspectiva mecánica del comportamiento del hueso para orientar la inserción del clavo a lo largo del canal medular, especialmente en la porción distal del fémur, y en el paso de las barras a través de la porción blanda de la tibia. Para entrar al sitio de la fusión, es necesaria una incisión longitudinal anterior de rodilla.

Dependiendo del clavo usado, se puede rimar 0.5 mm en el canal medular de la tibia y 1 mm en el canal medular del fémur. Las dimensiones del clavo son determinadas con base en las medidas del canal de la tibia y de su longitud en el plano frontal. Dicha longitud se toma a partir de un sujetador guía medido desde la porción proximal del trocánter mayor hasta 2 cm por debajo de la articulación del tobillo. El punto de cedencia en los trocánteres del fémur determinará la posición donde deberá ser insertado el clavo y la posición de los tendones para dirigirlo fuera de la corteza exterior de la porción del fémur distal. El extremo proximal del clavo debe estar 1 cm por dentro de la porción proximal del trocánter mayor. En este punto, se considera el ajuste en la fijación. Además, se pueden agregar injertos de hueso en el sitio de fusión (Figura 11).



Figura 11. Radiografía de una artrodesis sin resección seis meses después de una artroplastia.

1.4.3.1 Clavo de Wichita

Con este clavo intramedular se acortan, relativamente, porciones femorales y tibiales que son fijadas internamente con tornillos en sus extremos. Los ajustes en la colocación de la tibia permiten enganches eventuales con los segmentos sujetadores que pueden ser tornillos y junto con la presión longitudinal que ejercen, permiten una excelente compresión en el sitio de fusión.

Los implantes usados en una artroplastia son simplemente clavos de titanio y/o acero inoxidable, combinados con placas que permiten el deslizamiento entre el fémur y la tibia en ausencia de la rótula, sin necesidad de incisiones, a menos que la inestabilidad en la articulación sea muy grande y se requieran de mas implantes que mantengan en su eje de movimiento a dichos huesos. Caso contrario, la artrodesis se lleva a cabo mediante una simple incisión en la rodilla, y donde un clavo se inserta de manera retrógrada en el fémur, y el otro de forma anterógrada en la tibia: los 2 clavos son articulados al nivel de la rodilla con un cople cónico y asegurados con tornillos sujetadores. El diámetro de los clavos diferirá según el tamaño del canal medular tanto en tibia como en fémur, ya que debe concordar en ambos. Éste sistema de clavos y tornillos sujetadores es uno de los más comunes usados para tratar este tipo de problemas (Figura 12) [7].

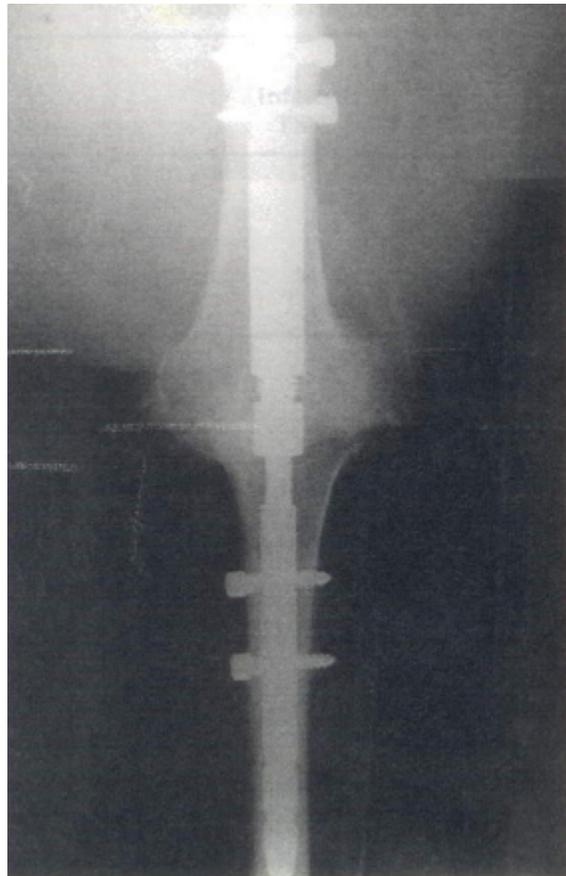


Figura 12. Radiografía de una fusión de rodilla dieciséis semanas después de una inserción de Clavo Wichita. McQueen, D. Cooke F. *Intramedullary Compression Arthrodesis of a Knee*. The Journal of Arthroplasty. 2005

1.4.3.2 Clavo modulado de titanio (Neff)

La modulación tiene muchas ventajas durante la inserción del clavo intramedular, ya que su inserción es a través de una incisión simple en la rodilla y permite preservar la inclinación fisiológica del miembro pélvico. También se puede utilizar cuando la longitud de los diámetros del canal medular en fémur y tibia son diferentes.

El diseño del implante modulado proporciona una alternativa atractiva para la fabricación de una pieza. Aunque el implante fue originalmente concebido como alternativa con un diámetro simple, también puede ser usado para artrodesis después de alguna falla séptica en una artroplastia de rodilla y en osteoartritis postraumática. Cuando el dispositivo es

utilizado después de una artroplastia fallida asociada a una infección, se debe retirar todo el sistema y hay que administrar antibiótico durante seis u ocho semanas.

Este clavo de titanio modulado fue desarrollado para colocarse mediante una inserción retrógrada en el extremo femoral y una inserción anterógrada en el extremo tibial. El implante tiene diámetros de 11, 13 y 15 mm. Las barras o clavos están sujetas con una tapa cónica mecánica complementada con un tornillo de enganche pequeño que agrega compresión adicional y previene separación si el clavo llegara a desensamblarse. El clavo fue diseñado para anclarse en el segmento del istmo de la tibia y fémur y así extenderse alrededor de 4 o 6 cm por encima del istmo femoral, y de igual forma, por debajo del istmo tibial. Finalmente, la preparación requiere rimar 1.5 mm el canal medular sobre la medida nominal usada (Figura 13) [8].

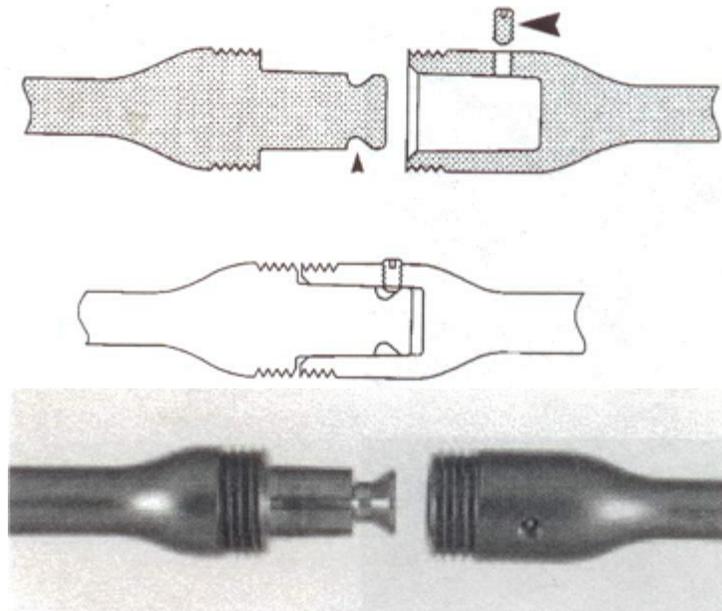


Figura 13. Imagen transversal del cople cónico antes y después de ser ensamblados en los clavos modulosos de titanio tibial y femoral. Arroyo J. Garvin K. *Arthridesis of the Knee with Modular Titanium Intramedullary Nail*. The journal of Bone & Joint Surgery.

1.5 Análisis por Elemento Finito

En general, los problemas en ingeniería son modelos matemáticos de situaciones físicas. Dichos modelos matemáticos son ecuaciones diferenciales con un sistema de condiciones correspondientes y/o condiciones iniciales. Las ecuaciones diferenciales son derivadas de aplicar las leyes fundamentales y principios de la naturaleza a un sistema o a un volumen de control. Estas ecuaciones gobernantes representan un balance de masa, fuerza o energía. Cuando es posible, la solución exacta de estas ecuaciones proporcionan detalles del comportamiento de un sistema bajo ciertas condiciones dadas, en nuestro caso, la artrodesis de rodilla sometida a condiciones controladas de carga para probar hasta qué punto es factible usar el implante llamado Espaciador de Rodilla.

La solución para esta cantidad de problemas físicos cuya formulación desde un punto de vista matemático responde a una ecuación diferencial en derivadas parciales de segundo grado, es el punto de partida para el diseño y modelado de los sistemas físicos que representan dichas ecuaciones.

La resolución de las ecuaciones diferenciales que formulan un problema físico es de gran complejidad. Solamente en los casos en que se hacen simplificaciones sobre las dimensiones en que se estudia el problema y sobre las geometrías en que se resuelven estas ecuaciones, es posible obtener una solución analítica.

El método del elemento finito es un método computarizado y teórico que puede aplicarse al análisis estructural de esfuerzos, sin embargo, es conveniente un marco de condiciones para cada estructura que se quiera analizar. Para estos análisis deben ser considerados tanto la geometría, las propiedades del material y la complejidad arbitraria de las cargas. La solución obtenida con este método es aproximada en el sentido que converge en la solución exacta para el modelo cuando el tamaño de la malla se aproxima a cero.

El primer trabajo donde se empleó el método del elemento finito para modelar estructuras óseas fue publicado por Brekelmans y cols., en 1972. Su primer modelo de fémur fue bidimensional, y se incluyeron elementos triangulares planos con 936 elementos y 537 nodos, con espesores constantes de 10 mm. Desde entonces, este método ha sido aplicado con mucha frecuencia en análisis de esfuerzos de huesos y estructuras para prótesis óseas, dispositivos para fijaciones de fracturas y varios tipos de tejidos además del óseo. Posteriormente en 1993, se crearon modelos obtenidos a través de tomografías computarizadas hechas por Huiskes y cols. [9,10].

Aunque la cantidad de resultados significativos y conceptos útiles generados por el método del elemento finito durante los primeros años de aplicación en este campo fue limitada, muchas publicaciones han servido para ilustrar sus capacidades y limitaciones. Los análisis por elementos finitos de los campos de esfuerzos en tres dimensiones sobre el hueso, permiten el estudio y modelado de los efectos de implantes ortopédicos sobre la respuesta del tejido óseo y el medio adaptativo. El método ahora está bien establecido como una herramienta básica para la búsqueda y análisis en biomecánica ortopédica, y el número de publicaciones se ha incrementado rápidamente. Al mismo tiempo, después de progresos en ingeniería mecánica, las capacidades de este método han aumentado junto con la sofisticación de las computadoras. Sin embargo, las estructuras biológicas y los problemas clínicos concernientes son complejos. Los progresos científicos en esta área requieren un entendimiento de la ingeniería mecánica, y por el otro lado, una profunda apreciación de la realidad.

1.5.1 Análisis de Estructuras Óseas

Cerca de quince años después de que el elemento finito inició una revolución en el análisis de esfuerzos de estructuras en ingeniería mecánica, empezó a emplearse también en el análisis del comportamiento mecánico de partes del esqueleto. El análisis por elementos finitos es usado para investigar la relación que existe entre los esfuerzos, la arquitectura del hueso y el proceso de remodelación ósea, para aprobar y optimizar diseños de articulaciones artificiales y dispositivos para la fijación de fracturas, y para estudiar el comportamiento mecánico de los tejidos tales como el cartílago articular y los discos intervertebrales.

La función y forma del sistema músculo-esquelético se relaciona con las fuerzas que actúan en sus componentes. Existen fuerzas significativas en los huesos largos, pero sus magnitudes han sido estimadas solamente con modelos mecánicos. La fijación de fracturas con implantes de metal proporcionan una oportunidad para medir las fuerzas que se transmiten a

través de ellos, además de poder estimar las fuerzas sobre el hueso al que está anclado después de que ocurre la consolidación ósea. Las fuerzas axiales y los momentos de torsión son medidos durante varias actividades tales como sentarse, elevación sin apoyo de la pierna y relación parcial del peso en una posición erguida. Como se sabe, el análisis por elementos finitos consiste en sustituir una función del medio continuo (esfuerzo, desplazamiento, presión, temperatura, etc.) mediante un modelo discreto de funciones continuas pieza a pieza definidas sobre un número finito de subdominios. Además, permite un análisis numérico de esfuerzos que extrapola la transferencia de esfuerzos a través de sólidos que son sometidos a fuerzas externas, y que dependen de su geometría y de las propiedades elásticas de los materiales. A pesar de que este análisis permite trabajar con sólidos de geometrías arbitrarias y materiales complejos, a menudo la capacidad de respuesta se ve limitada por la capacidad de las computadoras, por ello, en caso de ser necesario, se deben hacer simplificaciones.

Referencias

1. Nordin, Margaret, Frankel, Víctor. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Edit. McGraw-Hill. Tercera Edición.
2. Buckawalter, J. A., Glimcher, J., Cooper, R., Recker, R., Bone Biology. Part 1. Structure, Blood Supply, Cell Matrix and Mineralization. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 77-A. 1995. 1256-1275.
3. Buckawalter, J. A., Glimcher, J., Cooper, R., Recker, R., Bone Biology. Part 2. Formation, Form, Modeling, Remodeling and Regulation of Cell Function. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 77-A. 1995. 1256-1277. 1995. 1276-1289.
4. Etchart, Martín. Lecciones de Anatomía Patológica. Capítulo 12: Osteoarticular. Patología Ósea.
<http://www.iqb.es/diccio/i.htm>
5. Wiedel, Jerome. Knee Fusion for Irretrievably Failed Total Knee Replacement
6. Harris, I., Leff, A., Gitelis, S., Simon, M. Function after Amputation, Arthrodesis, or Arthroplasty for Tumors about the Knee. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 72-A. 1990. 1477-1485.
7. Disegi, J. A. Titanium Alloys for Fracture Fixation Implants. International Journal of the Care of the Injured. Vol. 31. 2000. S-D14-17.
8. Arroyo, J., Garvin, K., Neff, J. Arthrodesis of the Knee with a Modular Titanium Intramedullary Nail. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 79-A. 1997. 25-35.
9. Brekelman W. A. M. Port M.W, Slonff T.J. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. Acta Orthop Scandinavica. Vol. 43: 301-317. 1972
10. R. Huiskes, E.Y.S. Chao A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. Journal of Biomechanics 16(1993) 385-409

Sitios consultados en internet

http://escuela.med.puc.cl/publ/patologiageneral/PatoL_090.html
<http://www.oncologychannel.com/staging.shtml>

Capítulo II

Aplicación del método del elemento finito

2.1 Breve historia del método del elemento finito

El método del elemento finito por novedoso que parezca, tiene ya varios años en su forma conceptual. Su origen como tal se remonta a principios del siglo XX, cuando algunos investigadores aproximaron un modelo elástico continuo usando una barras con propiedades elásticas continuas.

El desarrollo moderno de ésta técnica comienza en 1940. En 1947, Levy empezó a desarrollar el método de flexibilidad y fuerza, y en 1953 su trabajo propuso la aplicación de un nuevo método, el método de rigidez y desplazamiento. Sin embargo, sus ecuaciones requerían de una gran dedicación y labor para su solución a mano, por lo que su método de solución numérica tuvo que esperar el advenimiento de las computadoras digitales de alta velocidad para hacerse popular.

La mayoría de los trabajos desarrollados para la técnica de elementos finitos hasta principio de la década de los 60's fueron enfocados hacia la modelación matemática de problemas mecánicos que contemplaban únicamente deformaciones elásticas, desplazamientos cortos y concentraciones de esfuerzos con valores pequeños, para materiales con propiedades elásticas y bajo cargas estáticas. Este nuevo enfoque tomaba como referencia los modelos matemáticos a través de métodos energéticos, con la finalidad de tener modelos más confiables, además se exploraba la posibilidad de aplicarlos en la mecánica de sólidos, para la determinación de fallas de material, para el caso de las teorías de falla, como la de von Mises. En esencia, este criterio de falla se basa en la obtención de la energía de distorsión de un material dado, por ejemplo, la energía asociada a los cambios de forma de un material. Por tanto, se establece que un determinado componente estructural, será seguro siempre y cuando no se exceda el valor máximo de energía de distorsión por unidad de volumen.

Dichos trabajos fueron desarrollados con el propósito de demostrar la capacidad que tenía el método para su aplicación, en la biomecánica únicamente se utilizó en el ámbito académico. Tanto el modelo de Brekelman, como el de Ribicki y cols., fueron desarrollados como modelo bidimensionales del fémur con espesor constante y lineal. A diferencia de Brekelman, Ribicki estudio la variación del modulo de elasticidad en los elementos de la porción superior de la malla, con el objeto de simular las variaciones del espesor del hueso [1].

2.2 Desarrollo de la geometría y propiedades mecánicas consideradas en los modelos de elementos finitos

Los primeros modelos bidimensionales presentaron diversas limitaciones al reproducir la geometría de los huesos. Resulta evidente que un modelo con espesor constante, desprovisto de un hueco en su porción medial (canal medular) y que es bidimensional, no concuerda con la geometría irregular del fémur. Sin embargo, en el artículo presentado por Rohlman y cols., aparece un modelo tridimensional de un fémur, el cual reproduce con precisión la geometría del hueso. Para llevar a cabo este modelo, se tomó un fémur de cadáver, el cual fue embebido en una resina epóxica, y se procedió a seccionarlo con una sierra. Se obtuvieron 38 cortes, y a cada uno de ellos se le tomó radiografías para obtener zonas de igual densidad ósea [2].

La técnica más moderna para establecer la geometría de los huesos consiste en el empleo de la tomografía computarizada. El tomógrafo es un aparato que muestra cortes transversales de los tejidos, se auxilia de una computadora que integra las imágenes radiográficas obtenidas previamente.

Las tomografías computarizadas han probado ser una herramienta poderosa, no solo para diagnósticos médicos de patologías músculo-esqueléticas, sino también para investigaciones biomédicas. Las imágenes de las tomografías computarizadas proporcionan información confiable acerca de la geometría tridimensional del hueso mediante cortes virtuales escogidos a intervalos pre-establecidos (Figura 1) [3].

En los estudios de tomografía empleados para determinar la geometría y las propiedades de los huesos, se presentan las siguientes ventajas:

- Existe distorsión mínima entre el hueso y la imagen topográfica.
- Las imágenes se almacenan en forma digital y no requieren conversión análoga.
- La densidad radiográfica puede relacionarse con las propiedades mecánicas del hueso.
- Puede emplearse para determinar la geometría de la sección transversal del hueso humano *in vivo*.

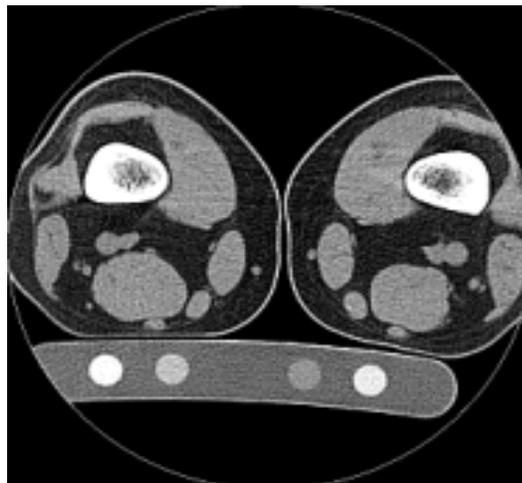


Figura 1. Imagen de un corte tomográfico de ambos miembros pélvicos, donde se diferencia el tejido óseo del resto de los tejidos

Partiendo de los datos de densidad que se obtuvieron del tomógrafo, se estiman las propiedades del hueso en cada una de las secciones. Hay que recordar que el hueso es un material no homogéneo, por lo que las propiedades mecánicas difieren de un punto a otro, a lo largo y ancho del hueso. Muchos autores han documentado la asociación que hay entre la densidad aparente del hueso y su resistencia y rigidez. Carter y Meyer sugirieron que tanto el hueso cortical como el hueso trabecular, pueden ser vistos como un mismo material, con propiedades mecánicas diferentes, principalmente en función del cambio de la densidad aparente. En este estudio se realizaron pruebas en hueso cortical y trabecular de cadáver humano y bovino. Los resultados obtenidos posibilitaron a los autores para establecer relaciones empíricas entre la densidad aparente del hueso y su módulo de elasticidad en compresión. Huiskes y cols., encontraron correspondencia entre los resultados teóricos y los experimentales cuando consideraron un comportamiento lineal elástico, homogéneo y ortotrópico en el hueso cortical [4,5].

Para la construcción de modelos tridimensionales útiles para simulaciones de procesos estáticos o dinámicos de las articulaciones del cuerpo humano, se requiere un nivel de semejanza muy alto de las estructuras óseas para obtener resultados confiables. Esto se puede lograr generando una gran cantidad de cortes virtuales a lo largo de las zonas que presenten mayor complejidad geométrica de cualquiera de los huesos, con el fin de crear contornos alrededor y, a través de un barrido sobre cada contorno, armar un modelo sólido de la estructura (Figura 2). Por lo regular, el alto grado de exactitud en la geometría solo se requiere en las partes que están en contacto en las articulaciones. En huesos largos como la tibia y el fémur, la porción de hueso cortical no necesita un alto grado de detalle, ya que el cambio de la geometría en cada contorno no es tan notable como en las secciones de hueso esponjoso, como son los cóndilos y maléolos en la tibia y los trocantes mayor y menor y la cabeza en el fémur. Todo esto se lleva a cabo en un software que pueda procesar las imágenes que genera el tomógrafo. Una vez teniendo todas las imágenes de los contornos, se importaron las líneas a un software de aplicaciones CAD (Diseño Asistido por Computadora) en donde se construirá el sólido a partir del barrido de cada uno de los contornos. Y por último, el modelo sólido se exporta a un software de aplicaciones FEM (Método de Elementos Finitos) para realizar la simulación del proceso que se desee estudiar.

2.3 Cargas consideradas en los modelos numéricos

Las fuerzas que se consideran en los estudios del método del elemento finito son un tanto arbitrarias, por lo que no existe uniformidad de criterio entre los distintos autores. Normalmente, se consideran únicamente la reacción de la cadera y la acción de los músculos abductores. Tal configuración corresponde a una fase de la marcha en la que el peso corporal se apoya en una sola pierna (Figura 3) [6-12].

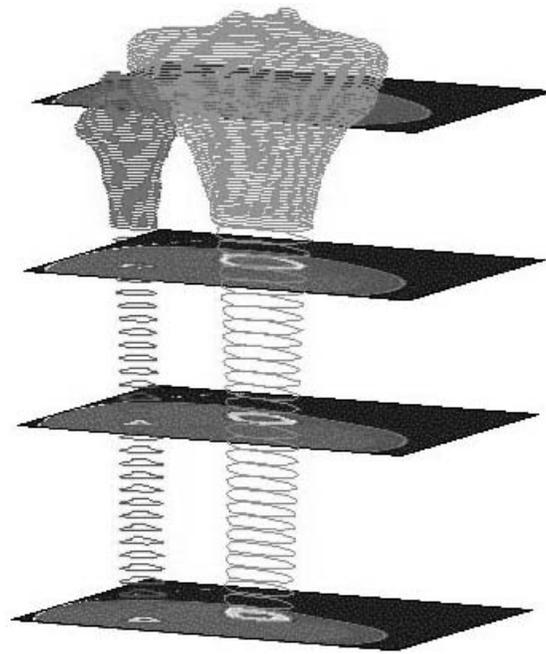


Figura 2. Visualización de los distintos planos generados a partir de las tomografías en una tibia.

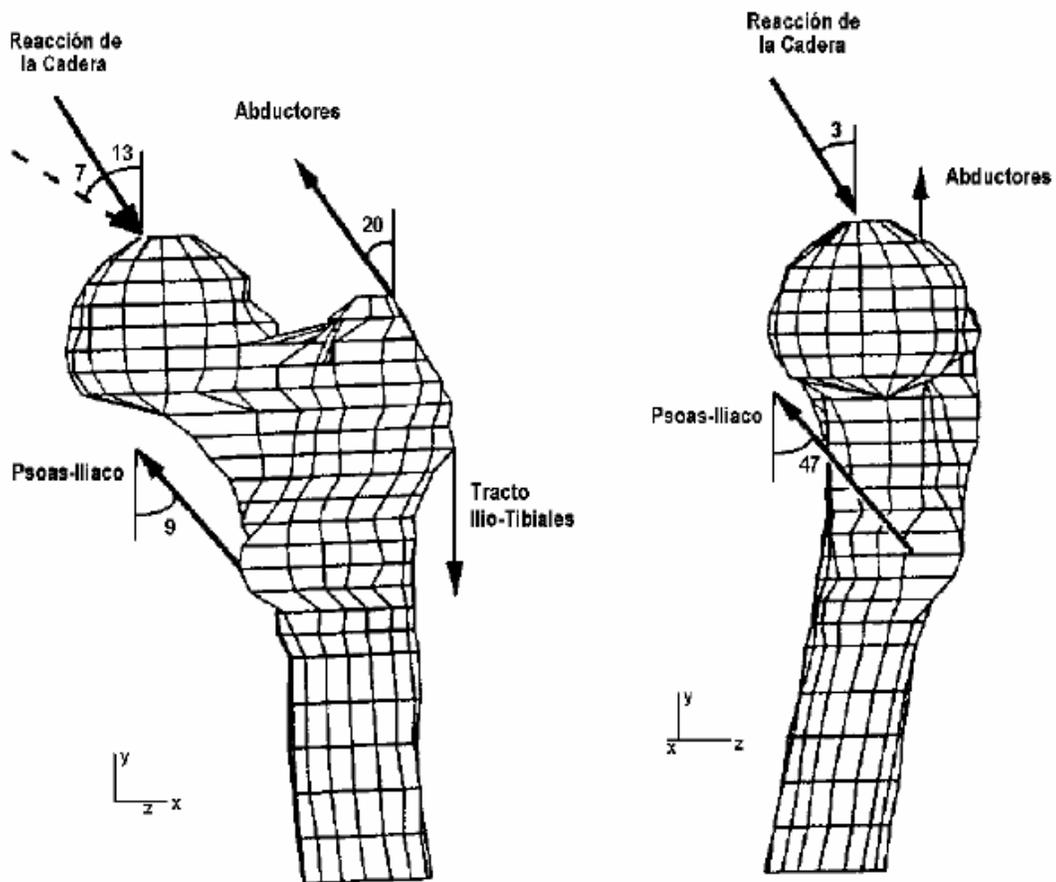


Figura 3. Fuerzas en las mallas de elementos finitos del fémur. Taylor y cols, *Med Eng & Phys*, vol. 18 (2):122-131. 1996.

Taylor y cols. establecen que las condiciones de carga incluyen únicamente la acción de los músculos abductores y la fuerza de reacción de la cadera, y determinan que el fémur está sometido predominantemente a flexión. Esta configuración de carga produce un elevado esfuerzo de compresión en la región medial del fémur, ligeramente menor que el esfuerzo de tensión en la región lateral, e insignificante en comparación con el esfuerzo en la región anterior y posterior. Se ha demostrado geoméricamente que la región de la diáfisis es aproximadamente circular, lo que sugiere una distribución uniforme de los esfuerzos alrededor de la circunferencia. Un estudio geométrico del fémur hecho por Huiskes demostró que la región diafisaria del fémur es aproximadamente circular, con bastante espesor de corteza, por lo tanto y de acuerdo con la ley de Wolff, existe mayor distribución uniforme de esfuerzo alrededor de la circunferencia [11].

No obstante, la condición de carga que resulta ser más demandante es la que considera sólo dos cargas en el fémur. La fuerza de reacción de la cadera y la acción del músculo abductor mayor (glúteo medio). Por esta razón, esta configuración de carga será la que se empleará en el análisis de éste trabajo de tesis.

2.4 Propiedades mecánicas y determinación de las constantes elásticas

Es importante tener en cuenta las condiciones iniciales y de frontera con las que se va a modelar. Es difícil determinar con precisión las fuerzas aplicadas sobre estructuras óseas, ya que las fuerzas que se han empleado en los estudios hechos con base en el método del elemento finito son arbitrarias. Se han considerado reacciones en cadera y en el sistema de músculos que conforman el miembro pélvico, como son los músculos abductores e iliotibiales.

Se han empleado diversas técnicas para obtener el valor de las constantes elásticas de los huesos. Además de las pruebas experimentales que se han realizado en huesos de cadáveres y del uso de sensores de movimiento y esfuerzos, como son las galgas extensiométricas (Figura 4), también se han empleado técnicas más sofisticadas, como el uso de escaneos computarizados, los análisis modales y estimaciones del comportamiento del material comparado con otros materiales en software especializados en el método del elemento finito.

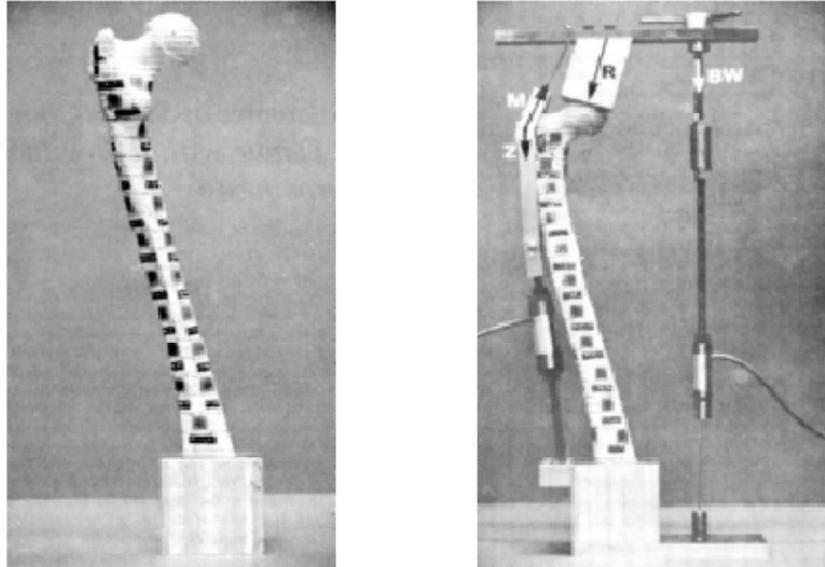


Figura 4. Ubicación de las galgas extensiométricas a lo largo de un fémur para sensor esfuerzos. A. Rohl, y cols. Finite Elements in Biomechanity. 1982.

El siguiente paso en el proceso de definición del modelo por elemento finito es determinar las constantes de los materiales. Esto se puede llevar a cabo tomando como base la densidad. Sin embargo, la densidad efectiva incluye masa medular y fluidos intersticiales, los cuales contribuyen en forma global con la masa, pero no participan en el transporte de las cargas de la estructura. Una propiedad mecánica basada en la densidad debe ser por lo tanto, capaz de excluir la contribución de cualquier fluido. Es necesario extraer solo la densidad de hueso, de la densidad de la combinación de hueso y médula. Dichas constantes necesitan una apropiada exactitud, ya que son requisitos esenciales para cualquier análisis por elemento finito (Figura 5) [12].

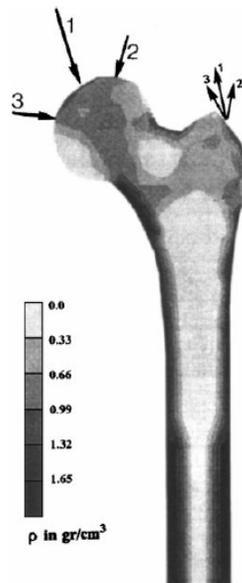


Figura 5. Predicción del patrón de la densidad en un fémur.

Para obtener las propiedades mecánicas tanto para el hueso trabecular como para el hueso cortical, se llevan a cabo diferentes tipos de pruebas mecánicas sensadas. En las pruebas para el hueso cortical se emplea el hueso completo y se adapta en vigas o barras, por lo regular se analiza con pruebas de flexión y torsión, ya que las propiedades dependen del tipo de prueba aplicada. Los módulos de cedencia y de elasticidad en pruebas de compresión están en el rango de 133 y 295 MPa además de un índice de Poisson de 0.33, con una elasticidad lineal, y propiedades de material homogéneo e isotrópico. Para el hueso trabecular las propiedades estructurales son comúnmente medidas por pruebas de compresión, tensión y flexión. El mínimo y el máximo nivel de intensidad en escala de grises del hueso trabecular fue medido y asignado con módulos de 250 y 1250 MPa respectivamente. El hueso trabecular fue entonces subdividido en cinco grupos con incrementos de 250 MPa en sus módulos desde 250 MPa hasta los 1250 Mpa [13].

Se asumió que el hueso tiene propiedades elásticas, homogéneas, de un material isotrópico, como sugiere Huiskes, aunque en varios trabajos se ha demostrado que el comportamiento de un hueso es más parecido al comportamiento ortotrópico. No obstante, no se requirió ningún tipo de análisis para determinar las constantes elásticas, ya que dichos valores se toman directamente de la literatura [11].

Es sabido que el hueso, como otros materiales, experimenta el fenómeno de fatiga: la falla por deterioro gradual y eventual de un material cuando es sujeto a un periodo o ciclos de esfuerzos. Éste fenómeno es importante porque la falla por fatiga ocurre *in vivo*, como resultado de un uso excesivo de la extremidad. Además ha sido propuesto que el daño por fatiga juega un papel en la compleja fisiología de la remodelación y la adaptación ósea. Por esta razón es importante tener información precisa sobre la tendencia de falla en el hueso por fatiga. Esto requiere datos experimentales de un cuerpo y un modelo matemático para predecir el número de ciclos de falla como una función de los rangos de esfuerzo y deformación, también tomando en cuenta cualquier otro factor, tal como la frecuencia de carga, temperatura, tipo de hueso, etc.

Muchas veces el comportamiento de los materiales diseñados para soportar grandes esfuerzos por fatiga presentan fallas antes de cumplir con los ciclos pre-establecidos, esto es porque la falla por fatiga se inicia en regiones débiles, donde se presenten micro fracturas, discontinuidades en el material o cambios abruptos de sección, teniendo como consecuencia la creación de zonas concentradoras de esfuerzos vulnerables ante pre-cargas por debajo de su carga nominal. Esto también afecta el desempeño de los especímenes ante cargas no uniformes, tales como cargas en flexión y torsión. Taylor, apoyado en los análisis de Weibull (1998), mostró que en huesos también se observa el fenómeno de fatiga con un límite de 10×10^5 ciclos, valor predicho a partir de los datos obtenidos al aplicarles una carga. Cuando se considera esto, los datos también revelaron efectos constantes e independientes de la frecuencia, tipo de hueso y tipo de carga [14].

2.5 Pasos del método del elemento finito

Existen dos propuestas metodológicas asociadas al entendimiento y aplicación del análisis por elemento finito. La primera propuesta es llamada Método de Fuerza o Flexibilidad, la cual se basa en el uso de fuerzas internas como las incógnitas del problema. Para la obtención de las ecuaciones gobernantes, tienen que emplearse primero ecuaciones de equilibrio. Después es necesario introducir ecuaciones adicionales generadas por las ecuaciones de compatibilidad. El resultado es el arreglo de ecuaciones algebraicas redundantes que determinan las fuerzas internas desconocidas. La segunda propuesta es llamada Desplazamiento o Método de Rigidez, el cual asume el desplazamiento de nodos como las incógnitas del problema.

Antes de iniciar el modelado numérico en la computadora y generar un modelo por elemento finito, es importante entender perfectamente el problema. Existen muchos aspectos que deben tomarse en cuenta antes y durante el modelado para una mejor realización del mismo. Dichos aspectos pueden ser el tipo de cargas a las que se encuentra sometido el material, si se encuentra bajo momentos de flexión, de torsión o ambos, si se requiere tener mayor cuidado en el caso de un ensamble, si se puede aproximar el comportamiento del material con un modelo de dos dimensiones o si la transferencia de calor tiene algún efecto significativo en el proceso.

Los pasos básicos involucrados en cualquier análisis por elemento finito consisten en lo siguiente:

Fase de Preproceso

1. Crear y discretizar el dominio de la solución en elementos finitos (Figura 6).
2. Asumir una función de forma para representar el comportamiento físico de los elementos.
3. Desarrollar ecuaciones para el elemento.
4. Ensamblar los elementos para representar la totalidad del problema, construir la matriz global de rigidez.
5. Aplicar las condiciones de frontera, condiciones iniciales y cargas (Figura 7).

Fase de Solución

6. Resolver un sistema algebraico de ecuaciones simultáneas lineales o no lineales para obtener resultados de nodos, tales como los valores de desplazamiento en diferentes sitios.

Fase de Post Proceso

7. Obtener otra información importante, en este punto, se debe estar interesado en valores como esfuerzos principales, flujo de calor, etc. [15].

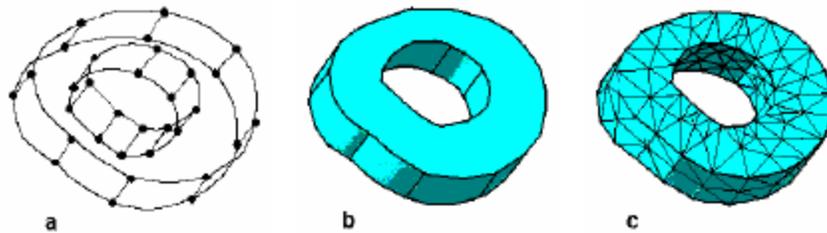


Figura 6. Discretización de los modelos a partir de aplicación CAD. a) Construcción a partir de puntos. b) Unión para formar un sólido. c) Discretización del sólido formado. Kang y cols., *J. Biomed Eng.*, vol. 15:497-504, 1993

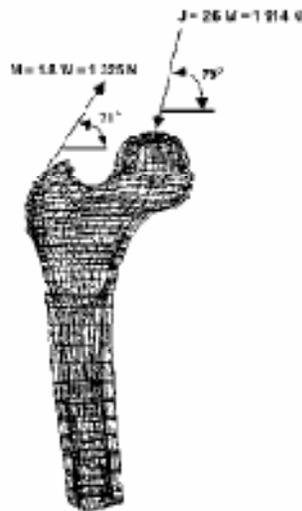


Figura 7. Modelo de elementos finitos que muestra la carga correspondiente a la reacción del acetábulo y la acción de los músculos abductores. (Kang y cols. *J Biomed Eng.*, vol. 15:497-504, 1993)

En general, existen varias técnicas para formular problemas por elemento finito: (1) formulación directa, (2) la formulación de energía mínima potencial, y (3) formulación de carga residual. En esta investigación solo se usará el método por formulación directa, ya que es la manera más fácil y concreta para trabajar. Esta formulación requiere realizar una discretización del dominio de la solución en elementos finitos, con lo cual se incrementa la exactitud de los resultados, generando un modelo con nodos adicionales. El área de sección transversal de cada elemento es representado por un promedio de áreas de la sección transversal en los nodos que definen al elemento.

Para un mejor entendimiento del análisis por elemento finito, se deben tener presentes las limitaciones de este procedimiento. Existen varias fuentes de error que pueden contribuir con resultados incorrectos, entre las que se incluyen:

- Datos de entrada incorrectos, tales como propiedades físicas y dimensiones. Este error puede ser corregido con un simple listado y

verificación de propiedades físicas y coordenadas de nodos y puntos clave.

- Seleccionar tipos inapropiados de elementos
- Se necesita entender completamente las limitaciones de un tipo de elemento dado y entender a qué tipo de problema se aplica.
- Forma pobre del elemento y tamaño después del mallado. Esta área es una parte muy importante de cualquier análisis por elemento finito. Una inapropiada forma y medida del elemento influenciará la exactitud de los resultados.
- Mala aplicación de las condiciones de frontera y cargas.

Siempre se debe empezar aplicando las condiciones de equilibrio y balance de energía para diferenciar las porciones del modelo para asegurarse que las leyes físicas no son violadas [16].

Para obtener un nivel de exactitud elevado en el análisis por elemento finito de la biomecánica de los implantes óseos, frecuentemente se imponen condiciones de no linealidad en las regiones de contacto. Un modelo de elemento finito que contabiliza un contacto de gran fricción y resbalamiento requiere la definición de muchos parámetros. Junto con las propiedades del material o los coeficientes de fricción también es necesario definir, dependiendo del tipo de algoritmo de contacto en uso, parámetros numéricos tales como espesor de contacto, norma de la convergencia y tolerancia, monitoreo de la compenetración, factores de sobre relajación, etc. Todos estos parámetros no tienen un significado físico y por eso no pueden ser medidos experimentalmente. Esto hace un poco complejo su identificación [17].

Referencias

1. Rybicki, E. F., Simonen F. A., Weis, E. B., On the mathematical analysis of stress in the human femur. *Journal of Biomechanics*. Vol. 5: 203-215. 1972
2. Rohlman A., Bergmann, G., Koelbe, R. The relevance of stress computation in the femur with and without endoprosthesis. Gallagher R. Simon, B. Johnson, P. Gross, J. *Finite Element in Biomechanics*, Editorial John Wiley & Jones, 361-377. 1982
3. Bernakiewicz, Marek, Viceconti, Marco. The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopedic biomechanics applications. *Journal of Biomechanics* 35(2002) 61-67.
4. Carter, D. Hayes, W. The compressive behavior of bone as two-phases porous structure. *Journal of bone and joint surgery*. Vol. 59A. 954-962. 1997.
5. Huiskes, R. Jansse, J. Sloff, T. A detailed comparison of experimental and theoretical stress-analyses of a human femur. *En Cowing: Mechanical properties of bone*, 45. 211-234. American Society of Mechanical Engineers. New York. 1981.
6. Kang, Y. Park, M. Youm, Y. Lee, I. Three dimensional shape reconstruction and finite element analysis of femur before and after the cementless type of total hip replacement. *Journal of Biomechanical Engineering*. Vol. 15. 497-504. 1993
7. Mann, K. Bartel, D. Wright, T. Burstein, A. Coulomb frictional in modeling cemented total hip replacement: a more realistic model. *Journal of Biomechanics*. Vol. 28. 1067-1078. 1995
8. Mann, K. Bartel, D. Ayers, D. Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with proximal bond. *Transactions of the 43rd Annual Meeting of the Orthopedic Research Society*. 840. 1997.
9. Van Rietbergen, B. Müller, R. Ulrich, D. Rügsegger, P. Huiskes, R. Quantitative assessment of tissue loading in proximal femur, using a full scale microstructural FE-model. *Transactions of the 43rd Annual Meeting of the Orthopedic Research Society*. 62. 1997.
10. McNamara, B. Cristofolini, L. Toni, A. Taylor, D. Relationship between bone-prosthesis bending and load transfer in total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics*. Vol. 30. 621-630. 1997.
11. R. Huiskes, E.Y.S. Chao. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of Biomechanics* 16(1983) 385-409.
12. W. R. Taylor, E. Roland, H. Ploeg, D. Hertig. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 767-773
13. M. E. Taylor, K. E. Tanner, M. A. R. Freeman. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med. Eng. Phys.* vol. 18. no. 2 (1996) 122-131.
14. R. Huiskes, If the bone is the answer, then what is the question? *Orthopaedic Research Laboratory, University of Nijmegen, The Netherlands. J. Anat* (2000) 197. 145-156
15. Moaveni, Saeed. *Finite element Analysis. Theory and Application with ANSYS*. 3th Edition. Edit. Pearson Prentice Hall.
16. Schneider. Erich. Michel, Markus C. Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human femur. *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 849-85
17. Bernakiewicz, M. Viceconti, M. the role of parameter identification in finite element contact analyses in the development of biomechanical finite element models. *Medical Engineering & Physics*. Vol. 20. 653-659. 1998.

Capítulo III

Desarrollo del modelo geométrico

3.1 Diseño de los modelos geométricos

3.1.1 Construcción de los modelos tridimensionales de tibia y fémur

El primer paso para la construcción del modelo fue obtener las imágenes tomográficas de las estructuras óseas (fémur y tibia). Este método ya ha sido definido como una herramienta básica para el análisis biomecánico en ortopedia, así como para proporcionar información acerca de la geometría y de las propiedades del hueso en secciones transversales. Además el número de publicaciones que documentan el uso de las tomografías computarizadas se ha incrementado rápidamente desde su implementación. Sin embargo, las estructuras biológicas y los problemas clínicos son complejos. Los progresos científicos en esta área requieren un entendimiento de la ingeniería mecánica, y por el otro lado, una profunda apreciación de la realidad.

A través de los cortes tomográficos realizados en un tomógrafo axial computarizado (TAC) en el Instituto Nacional de Rehabilitación, se le practicaron 838 cortes tomográficos a un paciente aparentemente sano, de 23 años de edad, con una estatura de 1.69 m y de 74 kg de peso. Los cortes se realizaron desde el maléolo medial de la tibia hasta la segunda vértebra lumbar (Figura 1), con una separación de 1.25 mm entre cada corte. Las imágenes fueron reconstruidas en tres dimensiones con el mismo software del tomógrafo, y con el cual fue posible visualizar el tejido óseo. De esta forma, se obtuvieron imágenes únicamente de la tibia y del fémur izquierdo, que son las estructuras que se necesitan para este análisis (Figura 2).

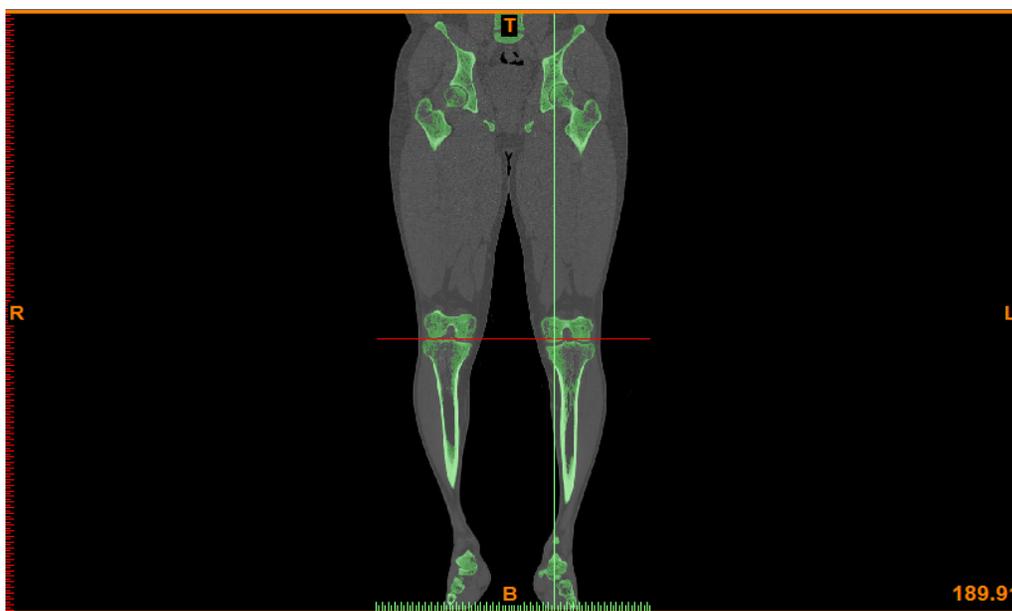


Figura 1. Vista en plano frontal de las tomografías computarizadas que abarcan desde el maléolo medial de la tibia hasta la segunda vértebra lumbar.

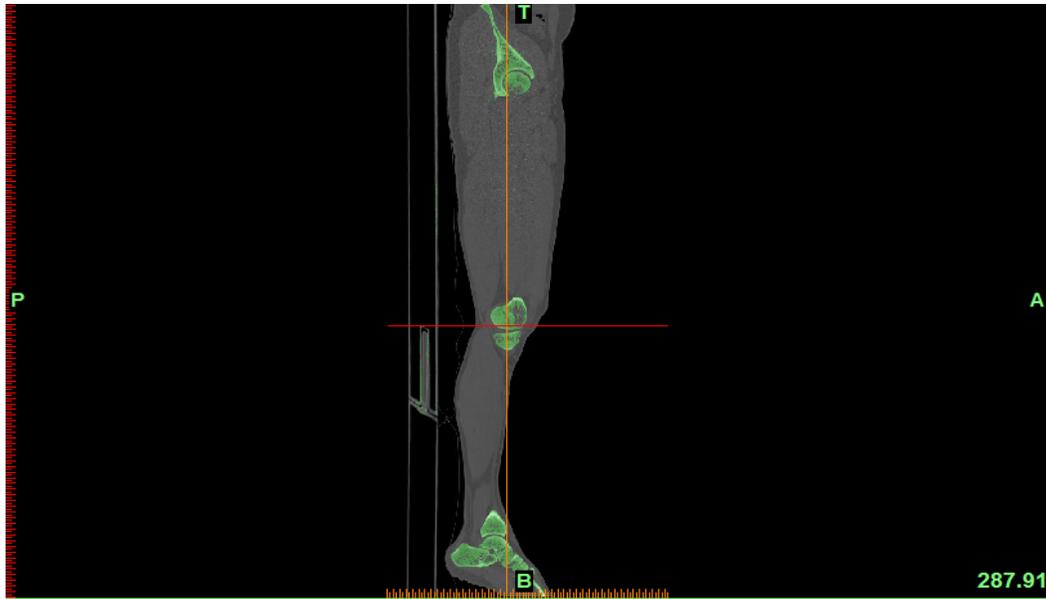


Figura 2. Vista en plano sagital de toda la longitud que abarcan las tomografías

Una vez obtenidas las imágenes tomográficas de interés, se archivaron en formato DICOM, para después convertirlas a formato IGES. Posteriormente se procesaron para generar un volumen, se crearon líneas (polylines) alrededor de los cortes, y después curvas sobre dichas líneas con un número determinado de keypoints (5 para todos los cortes). Debido a su complejidad, se empleó un mayor número de cortes para construir los volúmenes en las regiones de la epífisis y metáfisis en ambos huesos, con una separación de 2.5 mm, mientras que en la región diafisaria sólo se tomaron algunos cortes sin un valor fijo en la separación, ya que no hay grandes cambios en la geometría en esta zona. Fueron seleccionados aproximadamente 100 cortes de cada hueso para obtener un nivel de exactitud óptimo en el estudio, tanto para las paredes corticales, como para el canal medular (Figura 3).

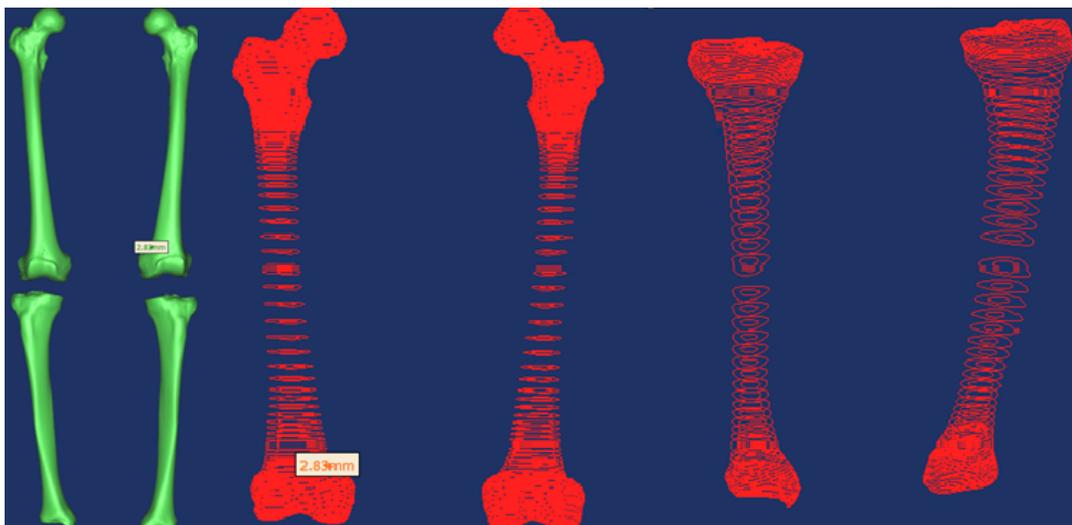


Figura 3. Visualización de los volúmenes generados y de las curvas exportadas en Ansys para la construcción de los modelos de tibia y fémur en 3D.

Teniendo en cuenta la longitud mínima empleada para el espaciador de rodilla, solo se trabajó con los cortes necesarios, ya que dentro de las condiciones de operación del espaciador, no es necesario tener en cuenta en el modelo los cóndilos de ambos huesos. Este espacio será ocupado por la prótesis que en conjunto, mide 150 mm de longitud estando completamente cerrada (Figura 4).

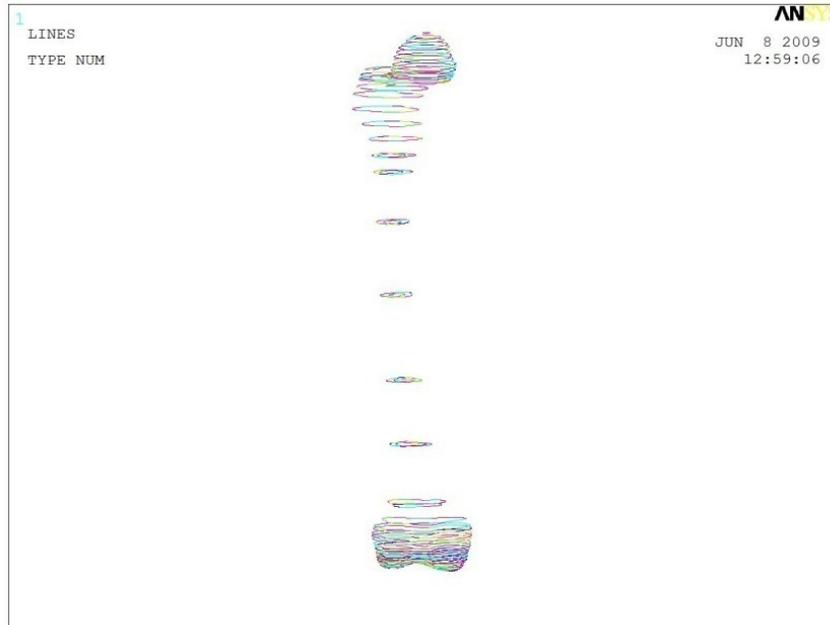


Figura 4. Cortes importados en Ansys para la construcción del volumen del fémur a partir de líneas, y donde se muestra únicamente la sección de fémur que se usará para las simulaciones.

Con todos los cortes importados en el software Ansys, tanto de fémur como de tibia, es posible construir a partir de las líneas de la sección transversal áreas alrededor del volumen que deseamos, a partir de 4 áreas o más. Para la porción de fémur cortical se generaron 8 áreas, para la porción de fémur trabecular 50 áreas, para la porción de tibia cortical 26 áreas y para la porción de tibia trabecular 14 áreas. Cabe señalar que la parte que más áreas empleé fue la parte más compleja de modelar. Debido a la irregularidad en la geometría del hueso, fueron necesarias un mayor número de líneas y áreas para construir un modelo lo más parecido a la realidad.

Después se dividió el volumen en dos secciones de materiales con diferentes propiedades óseas. El primero corresponde al tejido trabecular, o esponjoso, que se encuentra en la cabeza y cuello femoral y cuyo límite se localiza en la porción inferior del trocánter menor y en los maléolos de la tibia. El segundo corresponde al tejido cortical, o compacto, el cual inicia justo debajo del trocánter menor y arriba de los maléolos y se extiende hasta la porción inferior del fémur y superior de la tibia respectivamente (Figura 5).

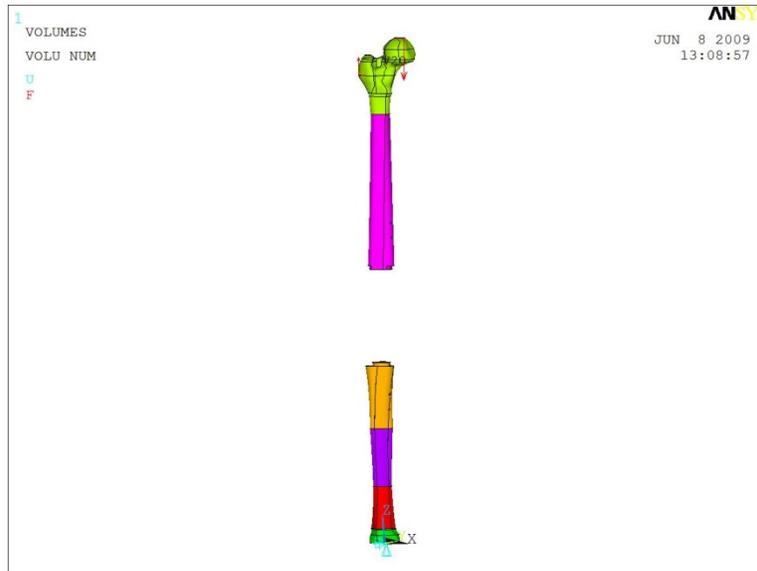


Figura 5. Volúmenes y áreas obtenidas para tibia y fémur con la separación respectiva para la ubicación de la prótesis.

3.1.2 Construcción del modelo tridimensional del implante

A partir de un prototipo de implante para tumores de rodilla, diseñado por el Dr. Genaro Rico Martínez (Figura 6), jefe del servicio de tumores óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación, se obtuvieron las dimensiones de los componentes del espaciador, para posteriormente crear, por medio de sólidos, un modelo de elementos finitos.



Figura 6. Espaciador de rodilla diseñado por el Dr. Genaro Rico en el Instituto Nacional de Rehabilitación.

Teniendo el modelo de ambos huesos con las condiciones necesarias, separación exacta entre uno y otro según el tamaño de la resección inicial (150 mm) y el acomodo espacial de cada hueso para mantenerse alineados ambos conforme a la fisiología de la extremidad, se puede construir la prótesis por partes sobre dicho arreglo. Esto con el fin de tener un modelo base del cual se puedan hacer los cambios en abertura, la resección en los huesos y se mantenga la misma relación entre todos los volúmenes. El implante consta de ocho volúmenes: el espaciador, conformado por tres piezas; la que se une con la porción distal del fémur, la que se une al espaciador con la porción proximal de la tibia y la pieza central (que tiene como función principal unir las piezas mencionadas y ajustarse a la longitud de la resección), el clavo intramedular y cuatro pernos bloqueadores que sujetan el clavo intramedular al hueso. El espaciador, junto con el clavo y los

pernos, constan de cilindros sencillos que pueden ser modeladas sin ningún problema en el software Ansys. Considerando que, para el modelado con elementos finitos, las secciones en el espaciador que pudieran causar conflictos (coronas donde se injerta el hueso), tanto en la construcción como en la simulación de las fuerzas. No son tomadas en cuenta al modelar y pueden ser ignoradas, haciendo más simple el modelo, ya que la función de dichas partes es sujetar la porción del hueso donde se lleva a cabo la resección con el espaciador en su parte proximal y distal, de esta manera se puede prevenir desplazamientos en cualquier dirección, y así cumplir con su objetivo principal, que es transmitir la carga del fémur a la tibia. Por lo tanto, se decidió simular esta condición por medio de una operación booleana que une áreas compartidas por distintos volúmenes (Figura 7).

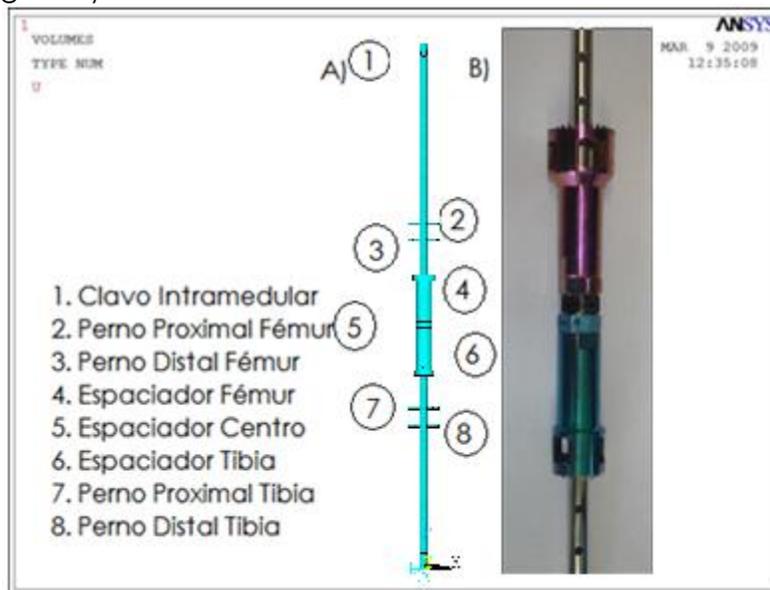


Figura 7. Espaciador de rodilla. Comparativo entre el modelo en 3D y el modelo real. A) Modelo construido para la simulación. B) Espaciador real.

La ubicación y abertura del espaciador y la posición de los pernos y barrenos varían según el tamaño de la resección. Estando completamente cerrado mide 150 mm, longitud que puede variar hasta 250 mm. Se compone de cilindros y una base, que sustituye a la corona que se ajusta a los huesos. La sección transversal consta de un radio externo de 12.5 mm de longitud, mientras que su radio interno varía según el radio del clavo intramedular. El cuerpo va unido a las tuercas que lo sostienen, y sus medidas son 60 mm para fémur y 75 mm para tibia. Las basen miden 19 mm de radio por 10 mm de longitud para la que va unida al fémur, y 15 mm de radio por 6 mm de longitud para la que va unida a la tibia. Para este caso en particular, tanto el diámetro como la longitud axial del clavo intramedular están en función del tamaño del canal medular y de la longitud del miembro pélvico del paciente, medido directamente de las tomografías. Dichas medidas son 5.5 mm de radio con una longitud de 800 mm en un apoyo bipodal del paciente.

Los pernos empleados para sujetar ambos huesos con el clavo tienen una longitud de 50 mm y un diámetro de 3 mm. La relación que guardan los pernos

con el espaciador es de 50 mm de separación entre la base y el perno distal en fémur y proximal de la tibia, y de 25 mm entre el perno proximal y el perno distal.

Para la parte central del espaciador, su longitud nominal fue de 130 mm de longitud, por un diámetro externo de 18 mm y un diámetro interno de 5.5 mm, mismo tamaño del clavo intramedular. La parte que sobresale es el apoyo donde se sostienen las piezas unidas a los huesos estando completamente cerrado, es un cilindro de 15 mm de longitud por 12.5 mm de radio, mismo que en las otras piezas.

3.1.2.1 Problemas en la modelación

Cuando se varía la abertura del espaciador se extraen secciones en el volumen del hueso que no son necesarias y se crean nuevas superficies. Para esto, se coloca el espaciador en la ubicación de la resección deseada y se construye un plano que divide al volumen del hueso a la altura de la base del espaciador, haciendo contacto con las superficies creadas anteriormente. En las simulaciones no es posible alinear completamente el espaciador a los huesos, por eso se pueden observar bordes del hueso que quedan por fuera de la base del espaciador al que están apoyadas (Figura 8), esto es porque en la vida real el cirujano puede amoldar los huesos de manera que queden alineados a la prótesis y así unir ambos, pero en Ansys, no es posible ya que los volúmenes, antes de asignarles las propiedades, se manejan como sólidos rígidos y no pueden ser deformados previo a la simulación. Por dicha razón, el acomodo tanto de los huesos como de prótesis no es exacto y solo pueden obtenerse resultados aproximados de su comportamiento ante las condiciones de carga establecidas.

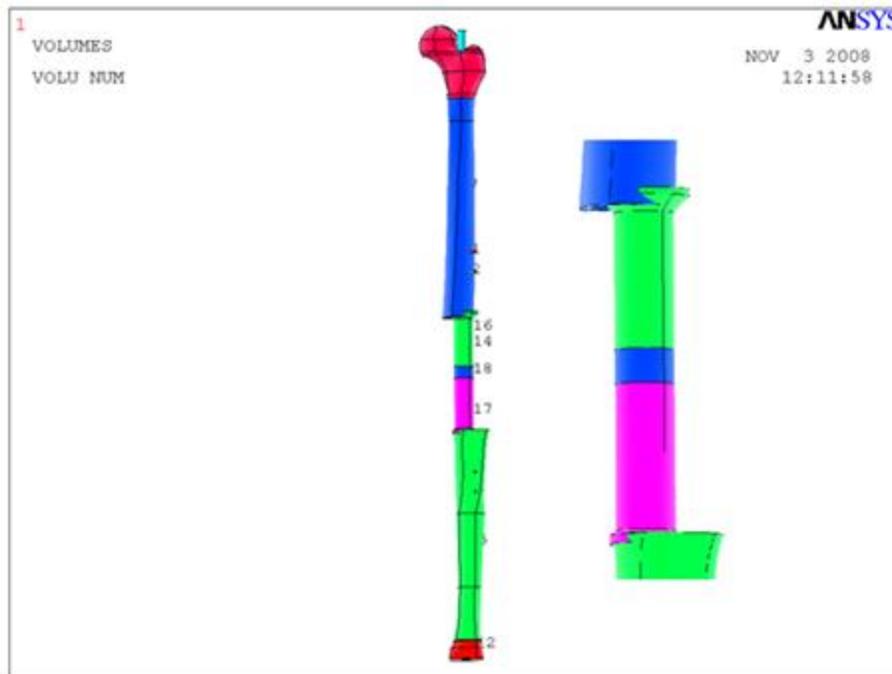


Figura 8. Acomodo y alineación del fémur y tibia junto con el espaciador. Puede apreciarse como sobresalen los bordes de ambos huesos por fuera de la base del espaciador tanto en fémur como en la tibia.

3.1.2.2 Implementación de las operaciones booleanas

Para que se cumplan las condiciones de tolerancia en las operaciones booleanas de Ansys y evitar la generación de áreas muy pequeñas en las cuales no se pudiera realizar un número uniforme de divisiones en todo el volumen y así efectuar las simulaciones de carga, fue necesario eliminar los bordes y las irregularidades que se presentaron en los volúmenes correspondientes a los huesos debido a la resección. En el caso de la unión hueso-espaciador se llevo a cabo una sustracción extra de volumen. Se creó un aro con un espesor de 6 mm, con un diámetro interior 0.5 mm menor al diámetro de la corona del espaciador (18.5 mm), y un diámetro exterior con un valor mayor al diámetro de la corona, que en este caso fue de 30 mm. La configuración final se muestra en la Figura 9.

Una de las partes fundamentales en el análisis es la inserción del clavo intramedular dentro del canal medular en ambos huesos. Para esta operación se deben cumplir dos condiciones. Número uno, no fracturar por ningún lado las paredes corticales en ambos huesos, únicamente se debe hacer la inserción entre la cabeza del Fémur y el Trocánter Mayor, sin tocarlos, ya que cualquier cambio sobre esas superficies podría afectar el funcionamiento y la distribución de las cargas a través de los mismos, además, el clavo debe salir justamente entre los dos Maléolos en la Tibia. En segundo lugar, debe cumplir la condición de compartir áreas en todas las partes con las que tiene contacto, que son tanto porciones corticales y trabeculares en ambos huesos. Para lograr esta condición se construyen dos volúmenes que ocupen el mismo lugar, con el primero se hace la sustracción en las demás piezas mientras que con el segundo volumen se ocupa el espacio que fue vaciado y así estar en contacto con todas las superficies.

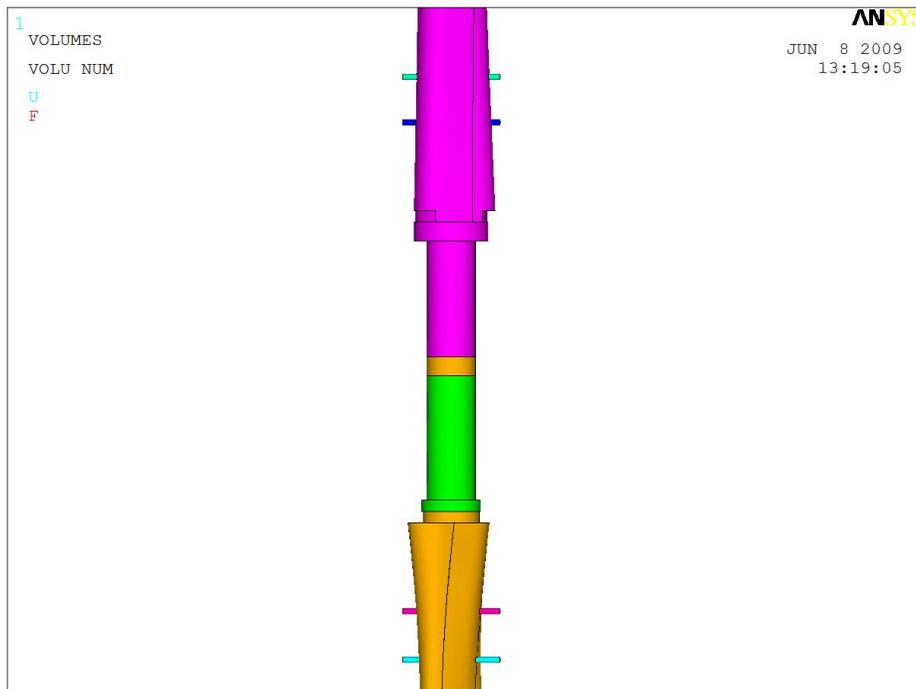


Figura 9. Configuración final del espaciador con la tibia y el fémur.

3.2 Propiedades mecánicas

3.2.1 Propiedades mecánicas de los tejidos óseos

El hueso humano está constituido por distintos tipos de tejidos. Los dos principales para un análisis mecánico son el tejido cortical y el tejido trabecular o esponjoso. La epífisis para ambos huesos está constituida casi por completo de tejido esponjoso mientras que la diáfisis está constituida en su mayoría por tejido cortical. Así, ambos huesos están divididos en dos porciones con diferentes propiedades cada una, pero manteniéndose unidas para transmitir carga una a través de la otra (Figura 10).

Para pruebas mecánicas, el hueso cortical trabaja como una estructura sólida similar a una viga o una barra. Los estudios geométricos han demostrado que la región de la diáfisis tanto en fémur como en tibia es aproximadamente circular, con espesor suficiente en su corteza, de acuerdo con la ley de Wolff, para una distribución uniforme de los esfuerzos alrededor de la circunferencia. Por tanto, el tamaño de los huesos de esta extremidad pueden soportar las cargas aplicadas, y en conjunto con los músculos, generar movimiento. Estas funciones requieren que el hueso sea rígido y despreciablemente deformable [1].

Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de prueba mecánica que se quiere implementar. Las propiedades mecánicas en flexión del hueso cortical son determinadas con base en su forma tubular y su densidad ósea. La densidad del hueso cortical está definida como el peso de la porción húmeda dividido en los especímenes de volumen, lo que lo hace una función de la porosidad y la mineralización del material óseo. La porosidad de los huesos afecta directamente al esfuerzo mecánico que se genera al interior, ya que lo hace menos resistente. La porosidad es definida como el cociente del volumen vacío y el volumen total [2].

La exactitud en las propiedades de los materiales es esencial pre requisito para cualquier análisis por elemento finito. El fémur y la tibia fueron modelados como un volumen con dos propiedades. Ambos materiales óseos se consideraron como homogéneos; isotrópico y perfectamente elástico en el caso del hueso esponjoso ubicado en la cabeza del fémur y el maléolo de la tibia, rígido y ortotrópico para el hueso cortical, ubicado en la diáfisis de ambos huesos [3].

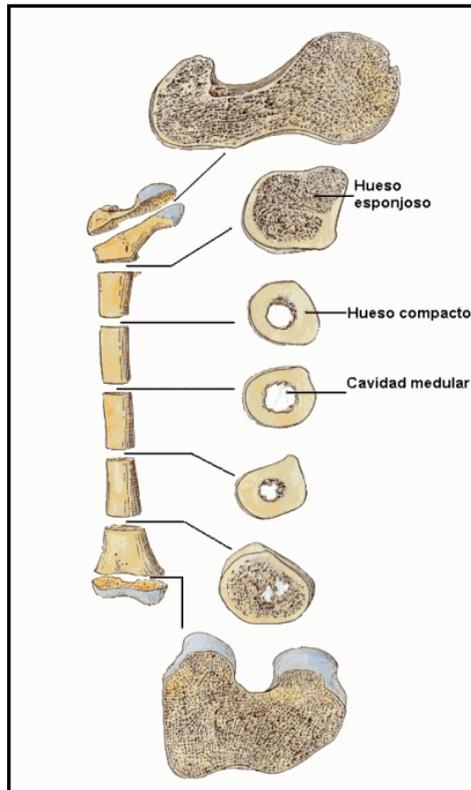


Figura 10. Cortes transversales de fémur. Visualización de los dos tipos diferentes de tejido óseo. (http://www.monografias.com/trabajos37/sistema-osteomuscular/sistema-osteomusc*la*.shtml).

Estudios sobre propiedades mecánicas del hueso cortical de la cabeza femoral y cóndilos sugieren que el módulo de Young del hueso cortical está en el rango de 0 a 1200 MPa. En este trabajo se consideraron las siguientes propiedades (Tabla 1), con las cuales se ha trabajado en el Laboratorio de Biomecánica del Instituto Nacional de Rehabilitación y que se encuentran dentro de los rangos establecidos en los trabajos previamente citados. En el caso del tejido cortical, el máximo esfuerzo permisible, antes de llegar a la fractura, varía dependiendo del tipo de carga aplicada. Para cargas longitudinales, este valor se encuentra desde 133 MPa a tensión hasta 193 MPa a compresión. Esto reafirma que la resistencia del material depende del tipo de carga aplicada, así como la dirección de aplicación. Para el tejido trabecular, la medición de este esfuerzo último es más complicada, ya que depende de la densidad ósea. La falla por cedencia en el tejido trabecular se presenta inmediatamente después de que las trabeculas comienzan a fracturarse. El máximo esfuerzo permisible puede alcanzar un valor de 40 MPa para una densidad de 0.9 [gm/cm³] [2,4].

Tabla 1. Propiedades mecánicas del tejido óseo

Tejido Cortical						
Módulo de Young			Relación de Poisson			
Ex [GPa]	Ey [GPa]	Ez [GPa]	ux	uy	uz	Densidad [Kg/m ²]
11.5	11.5	17.5	0.33	0.33	0.33	1950

Tejido Trabecular							
Módulo de Young			Relación de Poisson				
Ex [GPa]	Ey [GPa]	Ez [GPa]	ux	uy	uz	Densidad [Kg/m ²]	
1	1	1	0.33	0.33	0.33	1650	

3.2.2 Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico

Médico

Entre los aceros de uso quirúrgico, los más usados son los de la serie 300 por su bajo contenido de estaño. Además son materiales que combinan buenas propiedades mecánicas con una razonable biocompatibilidad *in vitro* y tolerancia *in vivo*. Su bajo coste y fácil maquinado los hacen muy apreciados en la fabricación de una gran variedad de componentes para implantes (Tabla 2).

La forma más común de aceros empleados en las aplicaciones biomédicas es la 316, 316L y 316LVM, así designada por la American Society for Testing and Materials (ASTM) bajo la especificación ASTM F138. La identificación numérica "316" ubica a la aleación entre los aceros inoxidable austeníticos; la "L" se refiere a la baja concentración de carbono (típicamente menor al 0.03 % en peso, y necesario para que la aleación resista la corrosión), la "V" proviene de Vacuum (vacío) y la "M" de Melted (Fundido). Como todo acero, el acero inoxidable 316LVM es una aleación de hierro en carbono. Los otros componentes en su mayoría son cromo, níquel y molibdeno, con pequeñas cantidades de manganeso, fósforo, azufre, cobre, nitrógeno y silicio (Tabla 2). Los elementos de la aleación afectan a la micro estructura y, por lo tanto, a las propiedades mecánicas y a la resistencia a la corrosión. Las concentraciones altas de carbono inducen a su combinación con el cromo para formar carburos frágiles segregados en los bordes de grano, debilitando significativamente al material y promoviendo la fractura por corrosión (Tabla 3). Esta condición, denominada sensibilización, es responsable directa de las fallas mecánicas de las prótesis ortopédicas fabricadas con altos contenidos de carbono. El cromo en la microestructura forma óxidos (Cr₂O₃) muy adherentes a la superficie metálica, cuando es expuesta al medio ambiente. Esto permite mejorar la resistencia a la corrosión y limitar el ritmo de corrosión electroquímica de mil a un millón de veces respecto al metal sin la protección del óxido. La mayor parte de las aleaciones metálicas reaccionan fuertemente con el oxígeno, de modo que la capa de óxido se forma naturalmente cuando el metal base es expuesto a la atmósfera.

Tabla 2. Composición química en peso de los aleantes presentes en el Acero Inoxidable 316LVM

Composición química de los principales aleantes									
Elemento	C	Si	Mn	S	P	Cr	Mo	Ni	Cu
% en peso	0.030max	0.75max	2.00max	0.01max	0.025max	17.0 -19.0	2.25-3.0	13.0 -15.0	0.50max

Tabla 3. Aleaciones de acero con cromo y sus esfuerzos de cedencia

Esfuerzos de cedencia para distintos materiales con cromo	
Material	σ cedencia [Mpa]
CoCrMo Colado	450
CoCrMo Forjado	1580
CoCrNiMo Forjado + Recocido	276
CoCrNiMoWF Forjado	1172
Acero inoxidable 316L Forjado	690
Ac. Inoxidable 316L Forjado + Recocido	195

Las especificaciones ASTM exigen que el proceso de manufactura del acero inoxidable 316LVM conduzca a microestructuras austeníticas, libres de carburos o inclusiones que comprometan la resistencia a la corrosión. El tamaño de grano recomendado es pequeño (100 micrones aproximadamente) para asegurar la tenacidad adecuada para las aplicaciones ortopédicas. Una desventaja potencial del acero inoxidable de las aplicaciones en prótesis es su susceptibilidad a la corrosión por tensión. En cada proceso de corrosión hay dos reacciones, una reacción anódica en la cual el metal es oxidado a su forma iónica y una reacción catódica en la cual los electrones son consumidos, (en una solución acuosa con oxígeno disuelto). Este proceso reduce el pH, causando la oxidación metálica. El agrietamiento por corrosión bajo tensión resulta por la combinación de las tensiones aplicadas y la corrosión ambiental, que conducen a la falla mecánica del material, aún cuando el medio o la carga, por sí mismas, puedan ser insuficientes para conducir a la falla. El agrietamiento por corrosión bajo tensión ocurre a bajas tensiones, situación frecuente en implantes con esfuerzos residuales: el inicio del agrietamiento es acelerado por el proceso de corrosión, y las grietas siguen creciendo bajo las tensiones aplicadas. La preocupación sobre la corrosión y los subsecuentes efectos sobre la biocompatibilidad a largos plazos ha motivado el empleo del acero inoxidable en sistemas de fijación de fracturas. Estas aplicaciones frecuentemente requieren la remoción del dispositivo al momento que el hueso sana por completo. Las prótesis permanentes han sido fabricados de acero inoxidable 316LVM, demostrando que pueden ser usadas en aplicaciones de alta exigencia. Para este caso en particular, se han utilizado las propiedades mecánicas mencionadas en la siguiente tabla (Tabla 4), con base en la bibliografía consultada [5].

Tabla 4. Propiedades mecánicas del acero inoxidable 316LVM Grado Médico empleadas en la simulación [6].

Densidad [kg/m ³]	Modulo de Elasticidad [GPa]	σ_y [GPa]	Módulo de Poisson [1]
7920	207	0.69	0.3

3.2.3 Propiedades mecánicas de la Aleación de Titanio Ti-6Al-4V

El comportamiento químico del Titanio muestra muchas semejanzas con el del silicio y el zirconio, y como un elemento del primer grupo de transición, presenta estados de oxidación muy bajos (Tabla 5). Además posee algunas semejanzas con el cromo y el vanadio. Es un elemento que presenta una estructura hexagonal compacta, es duro, refractario y buen conductor de la electricidad y

el calor. Presenta una alta resistencia a la corrosión (casi tan resistente como el platino). Posee muy buenas propiedades mecánicas y además tiene la ventaja de ser relativamente ligero, frente a otros materiales de propiedades mecánicas similares. La resistencia a la corrosión que presenta es debida al fenómeno de pasivación que sufre (se forma un óxido que lo recubre). Es resistente a temperatura ambiente al ácido sulfúrico (H_2SO_4) diluido y al ácido clorhídrico (HCl) diluido, así como a otros ácidos orgánicos; también es resistente a las bases, incluso en caliente. Sin embargo se puede disolver en ácidos en caliente. Asimismo, se disuelve bien en ácido fluorhídrico (HF), o con fluoruros en ácidos. A temperaturas elevadas puede reaccionar fácilmente con el nitrógeno, el oxígeno, el hidrógeno, el boro y otros no metales (Tabla 6).

Tabla 5. Composición química en peso de la aleación del Titanio Ti-6Al 4V

Ti-6Al-4V (ASTM F136)							
Elemento	N	H	Fe	O	Al	V	Y
% en peso	0.007	0.003	0.17	0.123	6.1	4	0.005

Tabla 6. Comparación entre la resistencia a distintos tipos de corrosión entre las aleaciones de titanio y el Acero inoxidable de la serie 316.

Tipo de Corrosión	Acero inoxidable 316	Aleaciones de Titanio
Corrosión en general	Resistente	Resistente
Corrosión en grietas	Susceptible	Resistente (80 ° C) ²
Corrosión por picaduras	Susceptible	Inmune
Corrosión por esfuerzo	Susceptible (> 60°C)	Resistente 3
Corrosión por fatiga	Susceptible	Inmune
Ataque galvánico	Susceptible	Inmune
Microbiológica	Susceptible	Inmune
Corrosión en soldadura	Susceptible	Resistente
Corrosión por erosión	Resistente	Altamente Resistente

Cuando la superficie de Titanio (Ti-6Al-4V) es expuesta al contacto con sangre como ocurre en el contacto quirúrgico, se forma espontáneamente una capa de titanio, fosfato y calcio. Esto indica que, el titanio reacciona con agua, iones minerales y fluidos del plasma. La superficie de óxido debe considerarse como un sistema de naturaleza dinámica, más no pasiva. La superficie de óxido juega un papel importante en el proceso de remodelado. Crea una interface adaptativa, más que un simple límite entre el implante y el cuerpo, por lo que la naturaleza reactiva de este óxido de superficie, con su formación espontánea de calciofosfato-apatita, es lo que hace que el titanio sea biocompatible.

Los implantes a base de titanio pueden desarrollar tanto osteointegración como fibrointegración. Este tipo de implante tiene un buen comportamiento mecánico, es bien tolerado en el medio biológico y se puede insertar con facilidad. Es más liviano que la mayoría de los metales utilizados, debido a su baja densidad atómica, la cual es una ventaja en alguna de sus aplicaciones.

La naturaleza de la superficie de óxidos en implantes de titanio o cualquier metal depende inicialmente de las condiciones dadas durante la oxidación y el tratamiento subsiguiente del implante. Una vez introducido el titanio en el cuerpo, se crea una capa de óxido, los iones se difunden del metal al medio que los

rodea. Los óxidos que se forman dentro del cuerpo pueden ser algo diferente de los que se forman en el aire. La proporción de formación y composición de esta película es importante. Cuando el titanio es usado como material de implante no se observa inflamación de los tejidos ni reacción de cuerpo extraño, el tejido conectivo y las células epiteliales se desarrollan rápidamente sobre la superficie [7].

La resistencia mecánica, la ligereza, la resistencia a la corrosión y la buena maquinabilidad que presentan las aleaciones de titanio, hacen posible su desempeño en aplicaciones médicas (Tabla 7). En la mayoría de estas y otras aplicaciones de ingeniería, el titanio sustituye a materiales con las mismas características físicas y mecánicas, razón por la cual lo vuelve más rentable. Al igual que en el caso de la aleación de acero inoxidable, las propiedades que se emplearon son tomadas de la bibliográfica y considerando trabajos realizados dentro del Laboratorio de Biomecánica (Tabla 8) [7].

Tabla 7. Propiedades físicas de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V [7]

Características	Ti6A-4Vl
Grado ASTM	23(29)
Tipo de aleación	Alfa/beta
Esfuerzo al 0.2%	760 - 900
Esfuerzo último a la tensión	830 - 1000
Elongación	oct-15
Módulo a la tensión	110 - 115
Módulo a la torsión	40 - 43
Expansión térmica	8.3 [1/°C]
Conductividad Térmica	6.7 [W/mK]
Calor específico	565 [J/kgK]

Tabla 8. Propiedades mecánicas de la Aleación de Titanio Ti-6Al-4V empleadas en la simulación [7].

Densidad [kg/m ³]	Modulo de Elasticidad [GPa]	σ_y [GPa]	Módulo de Poisson [1]
4430	110	0.88	0.3

3.3 Osteointegración

La osteointegración está definida como un anclaje del implante al hueso, capaz de transmitir las fuerzas a través de él. El implante deber ser de un biomaterial que pueda interactuar con sistemas biológicos. Algunos investigadores han considerado que la definición de "osteointegración", la cual se refiere al tejido óseo que yace cerca del implante, incluye las propiedades del hueso compacto. Según los mismos autores, los siguientes aspectos pueden explicar la falta de osteointegración y el desarrollo de una interface fibrosa:

- La carga prematura del sistema.
- La colocación del implante con un exceso de presión que ocasiona necrosis ósea.

La mejor osteointegración, fijación y estabilidad de los implantes es una consecuencia del aumento del área disponible para la aposición del hueso al implante, conocida como fijación mecánica.

3.3.1 Aspectos Biológicos y Biomecánicos de la Adaptación Morfoestructural de la Unidad Hueso-Implante

El hueso es un tejido que posee la capacidad intrínseca de adaptarse al ambiente al cual ha sido sometido. Esta capacidad de interactuar con las fuerzas externas ha sido entendida gracias al modelado y remodelado adaptativo del tejido óseo, en respuesta a las exigencias mecánico-funcionales en el organismo. Como resultado, el tejido óseo está continuamente obligado a un proceso reconstructivo capaz de proveer una estructura ósea adecuada para las nuevas exigencias funcionales. Se ha demostrado cómo alrededor de la superficie del biomaterial implantado siempre está presente una capa de hueso compacto diferenciada del esponjoso, que está caracterizada por la presencia de espacios medulares más amplios entre las trabéculas, y que además sigue el mismo perfil del implante. En resumen, esta organización morfo-estructural se constituye, en el momento de la inserción del implante, como una medida de reparación inicial en alguna estructura ósea o para cubrir alguna pérdida de tejido óseo. Esta interface Hueso-Implante, desde un punto de vista mecánico, representa un mecanismo de transferencia de las cargas funcionales al resto de las estructuras.

Los implantes requieren una forma geométrica determinada en función de la integración con el hueso y para optimizar sus propiedades mecánicas. Si bien no existe un diseño único, la morfología micro-estructural del implante es también importante. Así pues, algunos implantes pueden presentar una superficie rugosa, otros una superficie lisa, algunos estarán recubiertos o revestidos con otro material, o pueden darse situaciones combinadas de cualquiera de las descritas. Así mismo, existen implantes completamente lisos, otros roscados, algunos presentan en su parte inferior una terminación hueca en forma de coronilla, algunos son cilindros lisos. Es decir, existe una gran variedad de formas, tamaños, superficies, todas condicionadas al tejido sobre el cual se colocan. Independientemente de estas variables, cualquier implante, una vez colocado, requiere un tiempo para osteointegrarse que varía según el tipo de hueso existente. Para que esto se lleve a cabo, hay que considerar un aspecto importante, cómo responden los tejidos a las alteraciones bioquímicas que produce un material y cómo el implante responde químicamente a los tejidos vivos del medio ambiente.

Es difícil predecir las reacciones tanto en el implante como en el tejido alrededor de él. La elección del material se puede basar en el conocimiento de sus propiedades químicas y en las pruebas experimentales. El implante reacciona por un proceso de óxido-reducción, que depende de la solubilidad de la superficie y si es reactiva o no, las bacterias, el pH, fluido intercelular y factores biomecánicos. Todos estos factores producen cambios en la composición química y en las propiedades de la interface. Debido a la facilidad con que los metales puros y aleaciones se oxidan se observa que casi cualquier metal elegido para ser usado

como material del implante, será cubierto por una capa de óxidos. Después de las consideraciones anteriores, se debe tomar en cuenta que también son importantes las propiedades químicas de la capa de óxido, ya que la compatibilidad con el óxido es relevante desde el punto de vista químico[7].

3.4 Condiciones de carga fisiológicas

3.4.1 Biomecánica de la marcha

La locomoción bípeda es una actividad cíclica consistente en dos fases para cada miembro, la fase portante y la fase oscilante. La marcha es más o menos simétrica con respecto al movimiento angular de las principales articulaciones, a los patrones de activación muscular al comportamiento en carga de las extremidades inferiores y como resultado, es eficiente trasladando el centro de gravedad del cuerpo en todas las direcciones de locomoción. Un ciclo de marcha completo se define por la realización secuencial de una fase portante y una fase oscilante de una extremidad o como un paso.

El contacto inicial o contacto del talón se define como el instante en el que el pie hace contacto con el suelo. La respuesta a la carga es un intervalo durante el cual la planta del pie entra en contacto con el suelo y el peso del cuerpo recae completamente sobre el miembro. El periodo de respuesta a la carga coincide con el fin del doble apoyo inicial de los dos miembros aproximadamente en el 10 o 12% del paso. La parte media de la fase portante es el periodo durante el cual la tibia rota sobre el pie fijo en la dirección de locomoción. El comienzo de esta parte media de la fase portante coincide con el apoyo unipodal y dura aproximadamente el 10 ó 30% del paso (Figura 11). Es aquí donde se genera la mayor reacción tanto en la articulación de la cadera como en el músculo abductor del glúteo medio, y se produce una fuerza pico durante esta fase, cuando los músculos abductores se contraen para estabilizar la pelvis. Un pico de aproximadamente cuatro veces el peso corporal se produce justo después del contacto del talón con el piso. Durante la fase donde el pie está completamente apoyado, la fuerza de reacción articular disminuye aproximadamente el peso corporal debido a la rápida desaceleración del centro de gravedad del cuerpo. Durante la fase oscilante, la fuerza de reacción articular es afectada por la contracción de los músculos extensores.

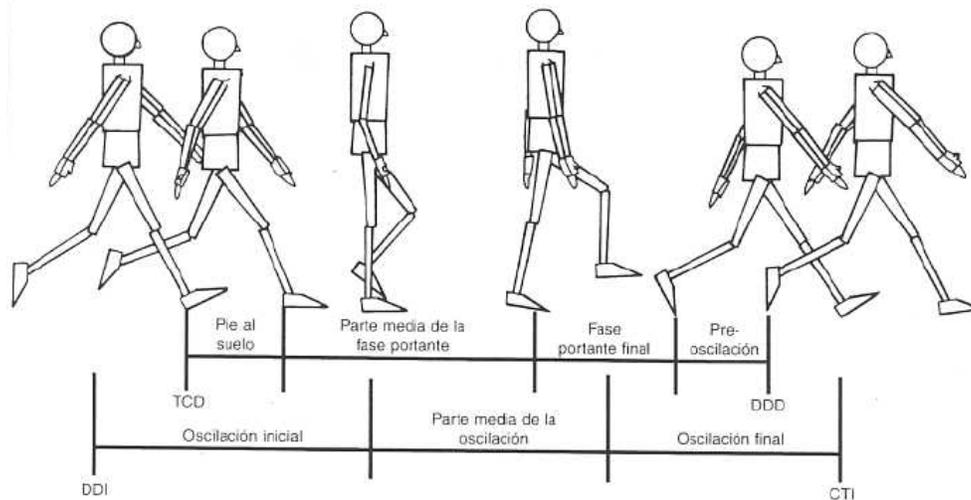


Figura 11. Diagrama esquemático de la secuencia espacial del ciclo de marcha donde se muestran la fase portante (derecha) y la fase oscilante (izquierda). TC, talón7contacto inicia; DD, despegue de dedos, D, derecha; I, izquierda. Nordin, Margaret, Frankel, Víctor. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Edif. McGraw-Hill. Tercera Edición.

3.4.2 Biomecánica de la cadera

La cadera es la articulación más estable del cuerpo. Posee estabilidad intrínseca proporcionada por su configuración en 'bola y guía' rígida, que se compone de la cabeza del fémur y el acetábulo de la pelvis. Esta articulación tiene una capsula articular laxa y se rodea de músculos fuertes y grandes. El acetábulo es el componente cóncavo. Las valoraciones en el espesor del cartílago producen diferente fuerza y rigidez en las diferentes regiones de la cabeza Femoral. Rydell sugirió que la mayoría de la carga es transmitida a la cabeza femoral a través del cuadrante superior. Von Eisenhart-Rothe demostró que la magnitud de la carga influye en el patrón de carga sobre la cabeza femoral. No se sabe todavía exactamente cómo las sollicitaciones *in vivo* disminuyen sobre la cabeza femoral, pero los datos de las mediciones *in vitro* con una prótesis instrumentada de la cabeza mostraron que la semiluna anterior medial transmite la mayoría de la carga durante las actividades cotidianas.

El grupo muscular abductor (los músculos glúteo medio y mayor) es el principal estabilizador estando de pie en apoyo unipodal, y en conjunto con la carga transmitida a través de la cadera, son las principales fuerzas involucradas en el análisis estático para el espaciador de rodilla. Durante la bipedestación en apoyo bipodal, la línea de gravedad del cuerpo suprayacente pasa posterior a la sínfisis púbica, y, debido a que la articulación de la cadera es estable, se puede conseguir una bipedestación erecta sin contracción muscular. Cuando una persona cambia de la bipedestación en apoyo bipodal al apoyo unipodal, la línea de gravedad del cuerpo suprayacente se modifica en los tres planos, produciendo momentos al rededor de la articulación de la cadera que deben ser contrarrestados por las fuerzas musculares y así se incrementa la fuerza de reacción articular. La magnitud de los momentos, y por consiguiente, la magnitud de la fuerza de reacción articular, dependen de la postura de la columna

vertebral, la posición de la extremidad inferior en descarga, de las extremidades superiores y de la inclinación de la pelvis [8].

3.4.3 Implementación de las cargas fisiológicas

La función y forma del sistema musculo-esquelético están relacionados con las fuerzas que actúan sobre sus componentes. Las fuerzas presentes en huesos largos son significativamente mayores que las aplicadas en huesos cortos, por tanto, sus magnitudes han sido estimadas mediante modelos mecánicos (Figura 12). La fijación de fracturas con implantes de metal proporcionan una oportunidad para medir las fuerzas sobre el implante y estimar las fuerzas sobre el hueso después de que se lleva a cabo la consolidación ósea [9].



Figura 12. Huesos largos del cuerpo humano.
(http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/9582.htm).

No ha sido posible medir las fuerzas en hueso cortical de manera experimental debido a las dificultades inherentes en las distintas técnicas involucradas. Muchos factores pueden influenciar el grado de ajuste en las medidas, incluyendo el diseño del implante, el método de fijación, la calidad del hueso cortical, la exactitud quirúrgica de la implantación y el nivel de actividad del paciente. En el caso específico de la medición de calidad de un implante, se pueden analizar los esfuerzos con o sin deformación plástica, y desplazamientos tanto de hueso cortical como de hueso trabecular.

Los músculos en conjunto, trabajan para estabilizar la estructura ósea y minimizar las cargas que se presentan por flexión en los distintos huesos que están involucrados al generar movimiento. Para estabilizar la articulación de la rodilla es necesaria la presencia de dos ligamentos laterales. Hay evidencia de que el crecimiento en la regeneración ósea ayuda como mecanismo para reducir el momento de flexión bajo dicha condición de carga, ya que sería necesario una mayor área transversal y mayor masa para resistirlo. Dicho lo anterior, podría ser lógico pensar que el fémur trabaja mejor bajo cargas compresivas, presenta menores niveles de esfuerzo, y requiere menos masa [1].

Usualmente solo son necesarias dos fuerzas aplicadas en la fase de la marcha para generar la condición de carga fisiológica en el fémur. Las dos fuerzas aplicadas son, en la cabeza del fémur correspondiente a la fuerza de reacción articular de la cadera, y una fuerza adicional del músculo abductor, que es aplicada en el trocánter mayor (Tabla 9). Sin embargo, a pesar de que la dirección de la fuerza del músculo puede ser estimada, la verdadera magnitud durante la marcha no ha sido aun propiamente definida, ya que varía según la fase. La fuerza de reacción en la cadera está dada por un valor de 3 kN a 13° de inclinación respecto al plano frontal y a 3° de inclinación del plano sagital, equivalente a 4.3 veces el peso del cuerpo según lo propuesto por Nordin, para un promedio de masa corporal de 70 kg. Como resultado se obtiene una fuerza resultante de 2.872 kN. La reacción del músculo abductor tiene un valor de 1.237 kN y es aplicada con una inclinación de 20° respecto al plano frontal (Figura 13) [1,8].

Tabla 9. Fuerzas de reacción del músculo y de la articulación de la cadera aplicadas en el fémur [1].

Fuerza aplicada	Descomposición vectorial de la fuerza [kN]			
	x	y	z	Resultante
Fuerza de reacción articular [kN]	-0.616	0.171	-2.8	2.872
Reacción del músculo abductor [kN]	0.43	1.16	0	1.237

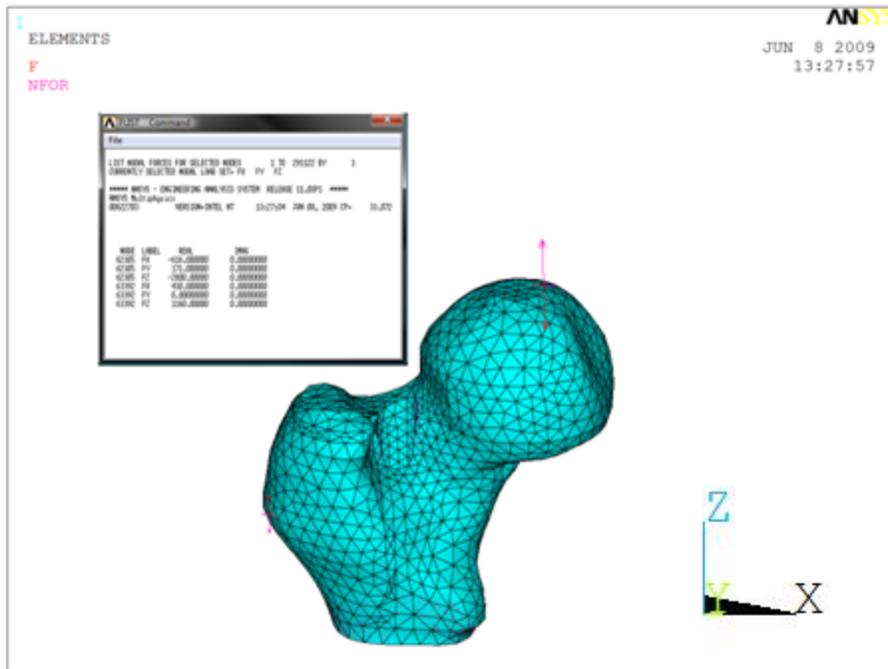


Figura 13. Aplicación de las fuerzas en la cabeza del Fémur.

Una vez implementadas las cargas fisiológicas, la siguiente condición necesaria para obtener el entorno con cargas estáticas es restringir el movimiento de la estructura en los tres ejes longitudinales. Para llevar esto a cabo, es preciso establecer en qué áreas se puede implementar esta condición. El volumen que corresponde a la tibia presenta un área plana en la porción dónde se encuentran los maléolos. Ésta área, que se puede considerar como punto de apoyo con el

piso, es la más adecuada para establecer la condición de desplazamientos nulos. De igual manera, el clavo intramedular también debe tener restringidos los desplazamientos en todos los ejes. Ambos volúmenes presentan una sección plana en su porción distal, debido a esto, es posible ubicar ambas áreas a la misma altura respecto al eje longitudinal e implementar, de la misma manera que en la tibia, la restricción de movimiento (Figura 14).

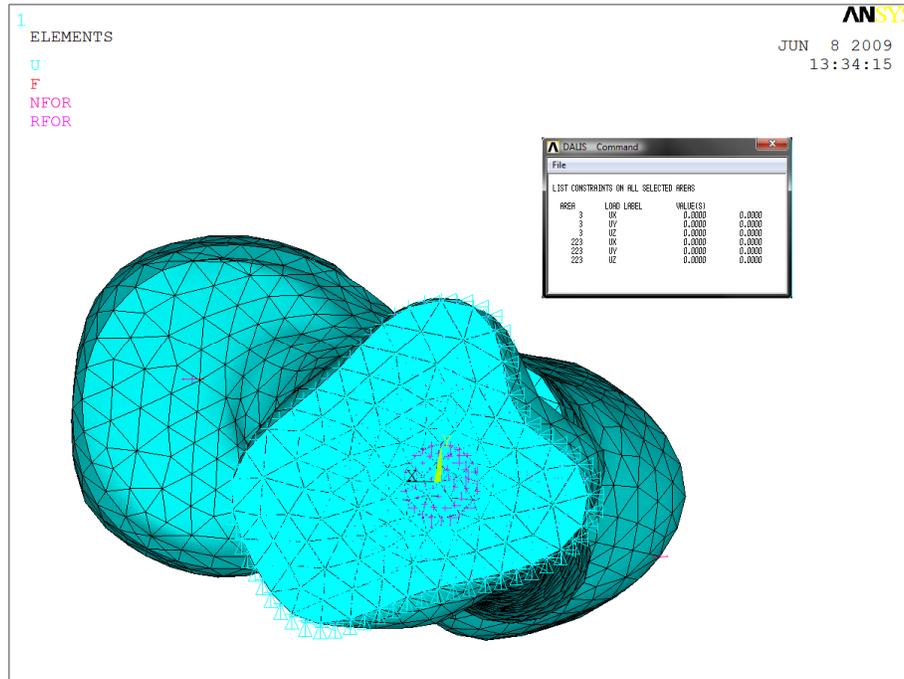


Figura 14. Aplicación de las condiciones de fijación de áreas en tibia y clavo.

3.5 Análisis de falla

Al diseñar elementos mecánicos se tiene que considerar que la resistencia del material debe ser mayor que el esfuerzo máximo permisible para evitar fallas debido a los esfuerzos internos. Si el material es dúctil, entonces lo más importante es la resistencia a la fluencia, ya que una deformación permanente sería considerada como falla.

La falla de un elemento se refiere a la pérdida de su funcionalidad, es decir cuando deja de ser útil. Esta falta de funcionalidad se puede dar por:

- Rotura
- Distorsión Permanente
- Desgaste
- Corrosión
- Fatiga

Las teorías de falla sirven para determinar la magnitud del esfuerzo que puede ser aplicado sin producir una falla aparente. Estas teorías se basan en la

comparación del esfuerzo actuante contra el resultante aplicado en una prueba uniaxial de tensión o compresión.

Al igual que en los análisis de falla para cualquier material, ya sea dúctil o frágil, en el análisis de estructuras óseas también se debe implementar una teoría de falla, aunque para este caso, ninguna haya sido validada aún. El objetivo de muchos estudios ha sido identificar la teoría de falla que proporcione información más detallada sobre la predicción de fracturas por carga, independientemente del estado de esfuerzos. La condición para validar algunas teorías de falla que pueden ser utilizadas para analizar tejido óseo, es la predicción de fracturas aplicando cargas que sobrepasan un factor de seguridad de 1.0 respecto al esfuerzo de cendencia del hueso, considerando propiedades isotrópicas, aunque el hueso se considerado realmente como un material ortotrópico.

Se tomaron en cuenta tanto teorías de falla para materiales frágiles como para materiales dúctiles, y fueron evaluadas relacionando la predicción de la carga-fractura en 15 elementos contiguos de un modelo de elementos finitos, con datos obtenidos de manera experimental en pruebas mecánicas. Así se demostró que las teorías de Energía de Distorsión y del Cortante Máximo son las teorías de falla que proporcionan el modelo más consistente y aproximado para dos condiciones de carga específicas, una con cargas fisiológicas y otra con cargas no fisiológicas representadas por impacto en una caída [10].

Debido a la naturaleza viscoelástica del hueso, a su propiedad de anisotropía, a la cantidad de hidroxapatita presente (alrededor 65% de la fase mineral del hueso), a la elasticidad que brinda la colágena (aproximadamente 90% de la matriz orgánica), a la disposición de los canales haversianos en el tejido trabecular (que contienen sangre, venas y nervios), a la orientación y tamaño de las trabéculas, al índice de deformación y la manera en que se presentan las fracturas en los huesos largos, la teoría óptima de falla, debe considerar a la deformación como un parámetro fundamental. Esto permite definir que la teoría que podría proveer una perspectiva más acertada sobre el comportamiento, tanto del hueso como del acero y del titanio, es la teoría de falla por Energía de Distorsión [4].

3.5.1 Teoría de falla por Energía de Distorsión (von Mises)

Cuando un material se deforma por una carga externa, tiende a almacenar energía internamente en todo su volumen. Es posible formular un criterio de falla con base en la distorsión provocada por la energía de deformación. Esta teoría sostiene que la falla por cedencia sólo es producida por la porción de la energía que causa un cambio de forma y no por la energía que provoca un cambio de volumen. Dicha energía de distorsión (U) es igual al trabajo necesario para deformar, en este caso, a un cubo $dx dy dz$:

$$U = W = \int Fdl$$

Es necesario conocer los valores de los esfuerzos principales, ya que cada uno aporta una porción de la densidad de energía de deformación total. Ésta energía

es la suma de la energía producida por cada uno de los esfuerzos principales, de tal forma que

$$U = \frac{1}{2}\sigma_1\epsilon_1 + \frac{1}{2}\sigma_2\epsilon_2 + \frac{1}{2}\sigma_3\epsilon_3$$

Si el material se comporta de una manera lineal elástica, entonces la ley de Hooke es válida. Por consiguiente, las deformaciones pueden ser expresadas en función de los esfuerzos

$$U = \frac{1}{2E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3\sigma_2)]$$

La energía de deformación puede ser descompuesta en dos términos, U_v y U_d , que son la energía asociada al cambio de volumen y la energía asociada a la distorsión. La distorsión se presenta sí, la suma de las deformaciones normales es igual a cero, esto es

$$\begin{aligned} E[\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3]_d &= [(\sigma_1 - \sigma_H) - \nu(\sigma_2 + \sigma_3 - 2\sigma_H)] + [(\sigma_2 - \sigma_H) - \nu(\sigma_3 + \sigma_1 - 2\sigma_H)] \\ &+ [(\sigma_3 - \sigma_H) - \nu(\sigma_1 + \sigma_2 - 2\sigma_H)] = 0 \end{aligned}$$

Donde

$$\sigma_H = \frac{(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)}{3}$$

Las tres deformaciones normales provocadas por σ_H son

$$\epsilon_v = (1 - 2\nu)\frac{\sigma_H}{E}$$

y la energía resultante del esfuerzo hidrostático σ_h es

$$u_v = \frac{1 - 2\nu}{6E}[(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)]^2$$

Por otro lado, la energía causada por la distorsión es

$$\begin{aligned} u_d &= u - u_v \\ &= \frac{1}{6E}[3(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2) - 6\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_3\sigma_1) - (1 - 2\nu)(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)^2] \\ &= \frac{1 - 2\nu}{6E}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \\ (u_d)_Y &= \frac{1 - \nu}{3E}\sigma_Y^2 \end{aligned}$$

Para un esfuerzo de cedencia $\sigma_F[11]$

$$\sigma_Y^2 = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}$$

Experimentalmente se ha demostrado que, en materiales homogéneos, el esfuerzo hidrostático, que es el causante del cambio de volumen, no provoca cedencia en el material. Así pues, en 1904, M. Huber propuso que la cedencia en un material dúctil ocurre cuando el esfuerzo aplicado σ es mayor que la resistencia a la fluencia del material σ_y , debido a que la energía de distorsión por volumen unitario almacenada en el material sobrepasa cierto umbral establecido por una prueba de tensión uniaxial para el mismo material. Dicho exceso de energía es el trabajo realizado por las fuerzas internas que no pueden ser liberadas en el material dentro del rango elástico, provocando cambio de forma en los elementos diferenciales (Figura 15).

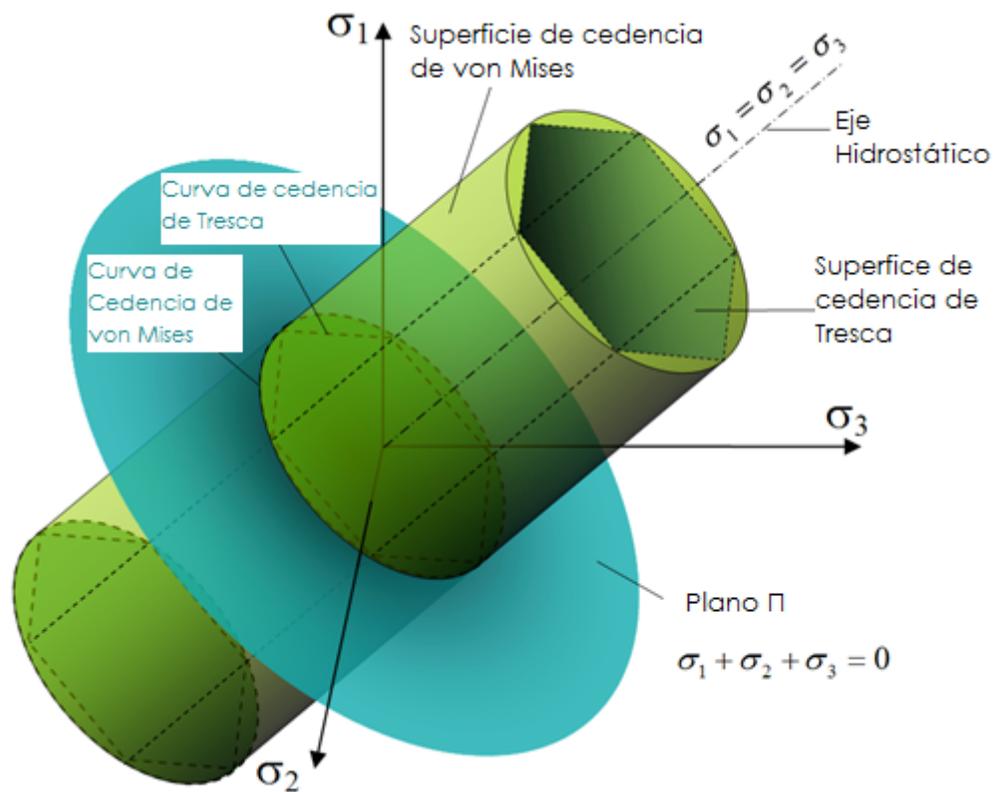


Figura 15. Comparación de las superficies de fluencia para los criterios de Von Mises y Tresca usando las tensiones principales como coordenadas.

Las pruebas de torsión que se efectúan en la realidad, y que se utilizan para desarrollar una condición de cortante puro en una prueba dúctil, han demostrado que la teoría de la energía de distorsión máxima da resultados más precisos que la teoría del esfuerzo cortante máximo [12].

Dicho lo anterior, en este trabajo de tesis se implementará la teoría de falla por Energía de Distorsión como parámetro comparativo en el análisis de los resultados obtenidos de los modelos de elementos finitos.

Referencias

1. M. E. Taylor, K. E. Tanner, M. A. R. Freeman. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med. Eng. Phys.* vol. 18. no. 2 (1996) 122-131.
2. W. R. Taylor, E. Roland, H. Ploeg, D. Hertig. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 767-773.
3. Cinzia Zannoni, Marco Viceconti, Luisa Pierotti, Angelo Cappello. Analysis of titanium induced CT artifacts in the development of biomechanical finite element models. *Medical Engineering & Physics* 20 (and modal analysis. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 767-773
4. Mow, V. C., Huiskes, R. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*. Lippincott Williams & Wilkins. Third edition. 2005. 123-180.
5. Joon B. Park. *Biomaterials: An introduction*. Second Edition, Plenum Press, New York and London, (1992)
6. Bohórquez, Liliana. Rodríguez, Douglas. Biomateriales y biomecánica en los implantes osteointegrados.
7. Disegi JA, Eschbach L. Stainless steel in bone surgery. *Injury*. 2000; 31S: D2-6.
8. Nordin, Margaret, Frankel, Víctor. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Edit. McGraw-Hill. Tercera Edición.
9. Schneider. Erich. Michel, Markus C. Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human femur. *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 849-85.
10. Joyee H. Keyak. Sthephen A. Rossi . Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress - and strain-based failure theories.
11. Riley, William. *Statics and Mechanics of Materials: An Integrated Approach*. 2nd Edition.
12. Hibbeler, R.C. *Mecánica de Materiales*. 6ta Edición. Pearson. 2006

Capítulo IV

Análisis de resultados

4.1 Análisis de convergencia

Se realizó una prueba de convergencia al modelo de elementos finitos, con el fin de encontrar el tamaño ideal de malla que garantice resultados confiables. La importancia de esta prueba radica en que los resultados que se obtengan deben ser independientes de la calidad de discretización, una vez que se alcanza el valor de convergencia de la solución. Cabe mencionar que en una malla más densa (con un número mayor de nodos) se tiene una mayor precisión en la solución; sin embargo, puede resultar costoso en cuanto a recursos de cómputo. De igual forma el tiempo empleado por el procesador en obtener la solución, aumenta exponencialmente.

Se debe tomar en cuenta que, en los volúmenes haya una relación de contacto en alguna de sus superficies, debe coincidir el número de nodos para que puedan estar conectados todos los elementos al rededor de dicha área y se pueda llevar a cabo la transferencia de carga de un volumen a otro. Por tal motivo, los elementos más pequeños son lo que se deben mallar primero, para evitar problemas en las zonas cercanas a ellos (Figura 1).

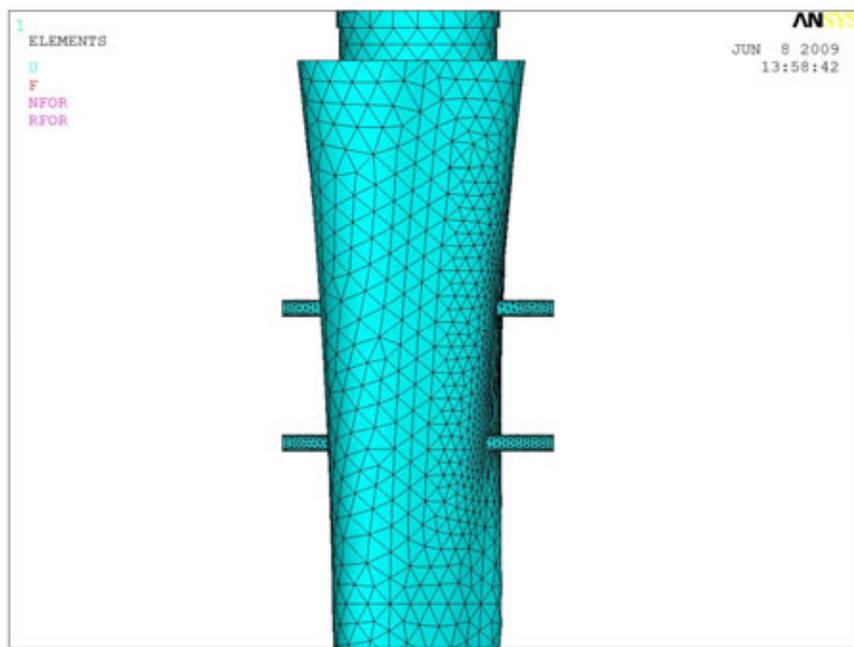


Figura 1. Mallado en los pernos y zonas circundantes.

Para llevar a cabo la prueba de convergencia se efectuaron ocho casos con las mismas condiciones de frontera (se consideró empotrado el modelo en su parte distal), y las mismas cargas aplicadas al modelo (se considera la reacción de la cadera y la acción de los músculos abductores correspondientes a la fase de apoyo medio de la marcha), las cuales se ubicaron en el modelo geométrico y no en el modelo de elementos finitos, con el fin de tener un mejor control de la

prueba de convergencia, ya que las cargas cambiarían^o de ubicación al modificar la densidad de malla en cada caso. Por lo tanto, la única variable es el número de nodos, controlados por el tamaño de malla. La tabla 1 muestra los valores obtenidos en la prueba de convergencia.

Tabla 1. Valores obtenidos en la prueba de convergencia.

Malla [m]	Nodos	σ máximo [Mpa]	Tiempo [min]
0.003	214203	345	38
0.0035	211693	334	32
0.004	208026	348	29
0.0045	204367	346	27
0.005	203987	346	26
0.0055	203655	332	25
0.006	203249	338	24
0.0065	202776	339	24

Con estos datos se construyeron dos gráficas, una de tiempo vs número de nodos y otra de esfuerzo máximo vs número de nodos, con el propósito de encontrar el valor para el tamaño de malla con el que no haya una variación muy grande respecto a los valores posteriores y que ocupe menos costo computacional y genere menos tiempo de simulación.

En la gráfica correspondiente al esfuerzo máximo respecto al número de nodos, podemos observar que en realidad no existe una variación muy grande entre el valor menor (332) y el valor mayor (348) del esfuerzo máximo obtenido (Figura 2), por tanto no es posible decidir el tamaño de la malla con base en el número de nodos.

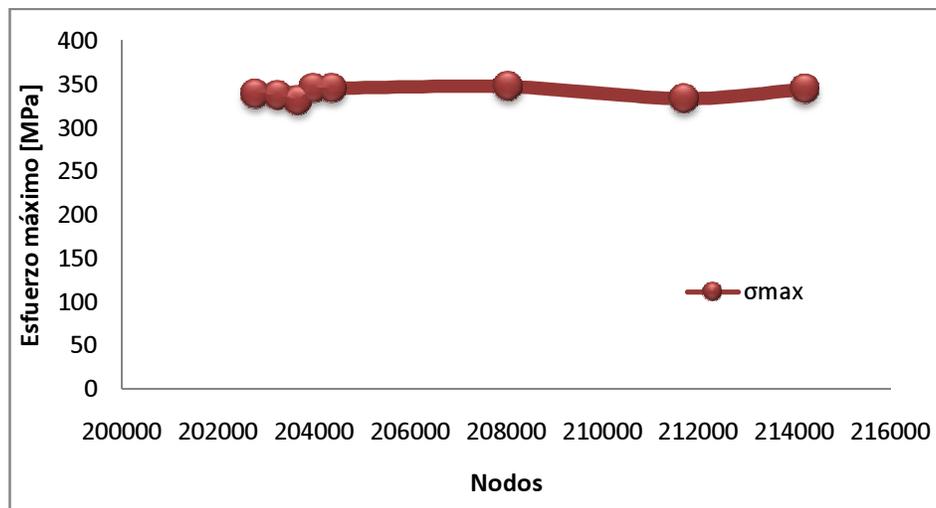


Figura 2. Gráfica σ_{\max} – Número de Nodos.

Por otro lado, considerando la gráfica del tiempo que tomó la máquina para realizar la simulación y del número de nodos (Figura 3), podemos notar que hay un

incremento en el tiempo de simulación a partir de 0.0045, correspondiente a un valor de 27 minutos y 204367 nodos, con un esfuerzo máximo de 346 MPa.

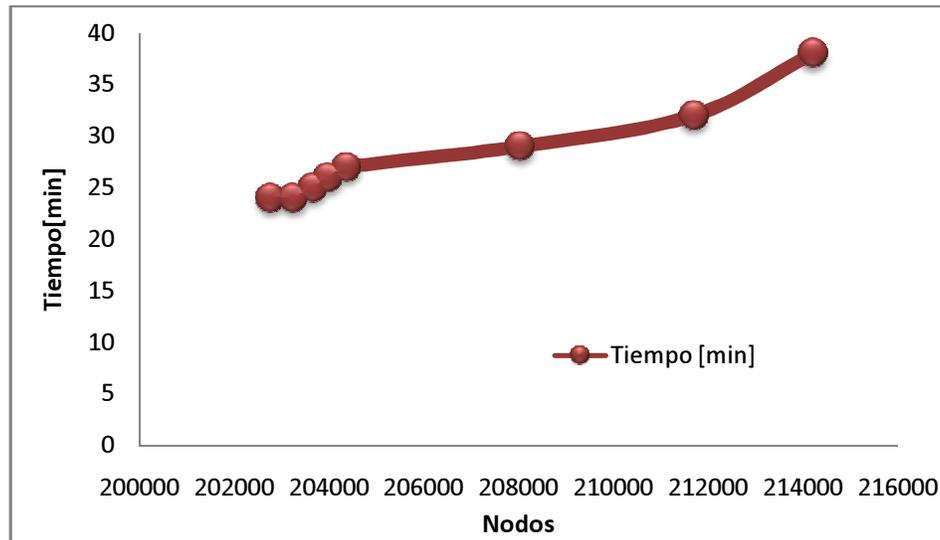


Figura 3. Tiempo de simulación – Número de nodos

Dicho valor se encuentra dentro del intervalo de valores máximos y mínimos registrados y presenta un balance entre el número de nodos, el tiempo y el valor del esfuerzo máximo. Por tal motivo, se tomó la decisión de emplear este valor en la malla para realizar todas las simulaciones con los diferentes tamaños de resección tanto para el Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico como para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V (Tabla 2).

Tabla 2. Valores obtenidos para la malla de 0.0045 mm.

Partes	Nodos	Elementos	Malla [mm]
TIBA	48140	42240	0.0045
FEMUR	124230	102994	0.0045
ESPACIADOR	5223	7603	0.0045
CLAVO	16098	15239	0.0045
PERNO PF	2241	2302	0.001
PERNO DF	2000	2073	0.001
PERNO PT	2821	2828	0.001
PERNO DT	3614	3506	0.001
Total	204367	178785	

σ máximo [MPa]	Tiempo [min]
346	27

En ambos materiales se llevaron a cabo las simulaciones con las mismas condiciones, tanto en la carga aplicada, la posición de los huesos, el espaciador y el empotramiento. Únicamente hubo variación en la abertura del espaciador desde los 150 mm hasta 250 mm, que es la abertura máxima que permite la prótesis. Se compararon los resultados obtenidos con el análisis de elementos

finitos de los esfuerzos registrados con respecto a cada una de las partes que conforman la prótesis y se observa la tendencia que siguen estos resultados.

4.2 Análisis comparativo entre el comportamiento del Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico y la aleación de Titanio Ti-6Al-4V

4.2.1 Desempeño del espaciador de rodilla y clavo intramedular

El espaciador no sufre grandes variaciones en el esfuerzo máximo con respecto a la abertura. En ambos materiales muestra un incremento conforme al tamaño de la resección, pero no hay una diferencia notable entre ellos. Tanto para el acero inoxidable como para el titanio, el máximo esfuerzo obtenido fue de menos de la mitad del esfuerzo que provocaría falla por cedencia. El espaciador no sufre una carga excesiva ni se ve exigido o comprometido en ninguna de las aberturas.

También podemos observar que conforme el tamaño de la resección aumenta, se incrementan los esfuerzos en las zonas donde hay cambio de sección (Figura 4), tanto en los espacios entre la parte central como en las partes que tiene contacto con el hueso. La carga se distribuye en la sección distal respecto al plano sagital, lo cual hace pensar que se presenta un momento de flexión en el espaciador, y por consiguiente, se generan esfuerzos de compresión y tensión, siendo los de tensión más notables que los de compresión, debido a las zonas donde se concentra el esfuerzo.

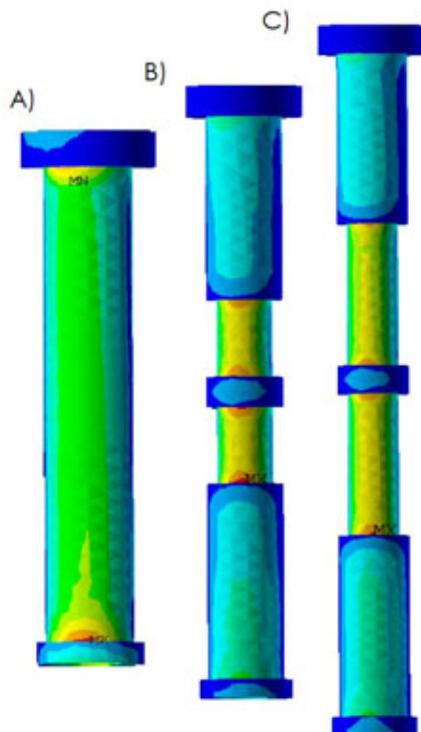


Figura 4. Distribución de esfuerzos en el espaciador de Titanio Ti-6Al-4V a distintas aberturas. De izquierda a derecha: A) cerrado 150 mm. B) abierto a 200 mm. C) abierto a 250 mm.

En todos los casos, tanto para el acero como para el titanio, el clavo intramedular presenta el esfuerzo máximo en la zona del empotramiento. También se presentan esfuerzos considerables en la zona más cercana al punto de aplicación de la carga correspondiente al músculo abductor, y en menor medida, alrededor de los barrenos para los pernos que sujetan a la tibia (figura 5). El clavo es la pieza que más áreas comparte con las demás estructuras. Se encuentra unido a los cuatro pernos, al fémur y a la tibia, mientras que el espaciador solo está unido a los huesos. Por tal motivo, el clavo intramedular es la pieza que más carga recibe y que más esfuerzo distribuye a las demás estructuras. Ésta es la razón por la cual presenta mayor deformación y un mayor riesgo de fallas en la zona donde se encuentran los barrenos y el empotramiento. Para ambos materiales, el esfuerzo se mantiene casi constante a pesar de la resección. A diferencia del espaciador, en el clavo intramedular sí existe una variación entre los valores de los esfuerzos para ambos materiales. En el clavo intramedular de titanio se observan esfuerzos equivalentes al 71% con respecto a los esfuerzos medidos en el clavo intramedular de acero (Figura 6). Aunque la carga es la misma, los módulos de elasticidad son distintos para ambos metales, por consiguiente, el material más rígido, en este caso el acero, presenta un esfuerzo mayor, incluso sobrepasa el valor de su esfuerzo de cedencia, que es de 690 MPa. No obstante, estos esfuerzos son generados por la condición de empotramiento con la que se realizó el análisis, debido a esto, la deformación en esta zona, que fue de 0.003519 [m/m], no representa un riesgo en el desempeño del clavo intramedular en la vida real, más allá del riesgo que presenta el aflojamiento de los pernos.

El espaciador de rodilla, en conjunto con el clavo intramedular y los pernos, presenta falla en la zona donde se transmite carga a los huesos, ubicada en los barrenos tanto en la tibia como en el fémur. El caso típico se presenta cuando existe aflojamiento en los pernos bloqueadores. Los esfuerzos en los barrenos son mayores debido a que el hueso es menos rígido que el material del implante, lo que provoca un aumento en su tamaño producido por la deformación que sufre, separándolo de las superficies que comparte con el perno, impidiendo así la transferencia de las cargas.

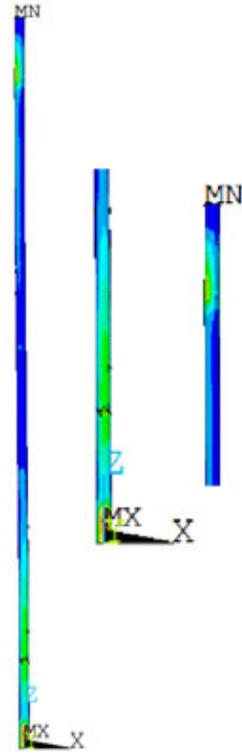


Figura 5. Distribución de esfuerzos en el clavo intramedular.

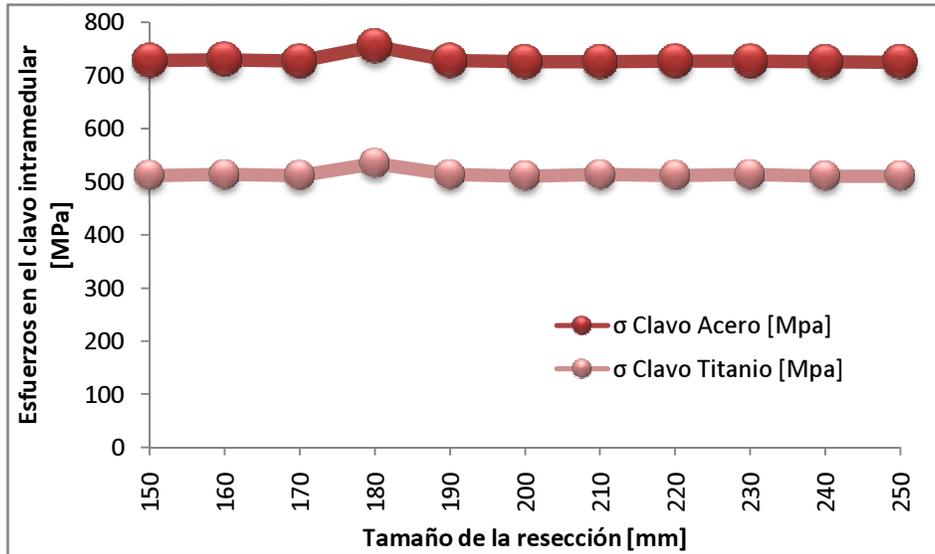


Figura 6. Comparación entre los esfuerzos que se presentan en el clavo intramedular para ambos materiales respecto al tamaño de la resección.

4.3 Comportamiento de los huesos

4.3.1 Fémur

El fémur es la estructura que se encarga de transmitir las cargas al resto de la configuración. El punto donde se presenta el mayor esfuerzo, sin importar el

material del espaciador ni su abertura, se encuentran en la zona donde se insertó la reacción articular de la cadera. El efecto producido por la reacción del músculo abductor provocó un efecto similar, aunque de menor magnitud. También podemos observar cómo cambia la distribución del esfuerzo, debido a la diferencia entre sus propiedades, entre la porción de hueso trabecular (isotrópico) y la porción del hueso cortical (ortotrópico) (Figura 7).

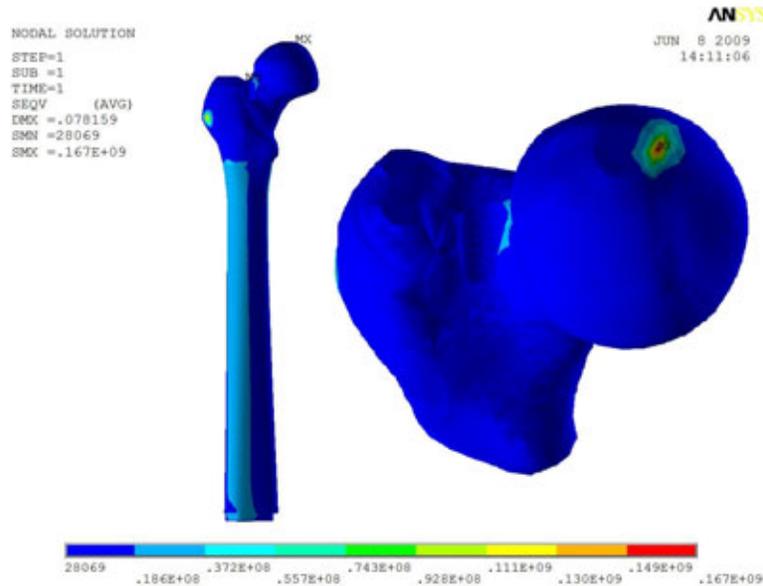


Figura 7. Distribución de esfuerzos en el fémur.

Debido al momento de flexión que se genera por la configuración de cargas, es claro ver cómo aparecen dos zonas afectas respecto al plano sagital: la porción distal de la cortical de fémur a tensión, y la cortical proximal sometida a compresión (Figura 8). Es importante señalar que, a pesar de la diferencia entre las propiedades del acero y de la aleación de titanio, el comportamiento tanto del fémur como de la tibia, es similar, presenta la misma distribución de esfuerzos y la misma ubicación para el esfuerzo máximo.

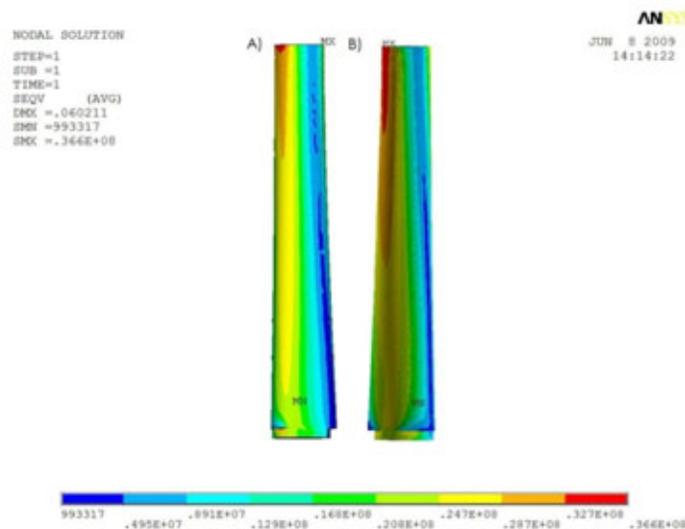


Figura 8. Esfuerzos generados en la pared cortical del fémur debido al momento de flexión. A) Zona sometida a tensión. B) Zona sometida a compresión

A pesar de que el esfuerzo debido a la tensión predomina sobre los esfuerzos a compresión, el espaciador de rodilla cambia el efecto de las cargas sobre los huesos. Es por eso que los esfuerzos máximos aparecen sobre la pared cortical proximal en el plano sagital, sometida a compresión, tomando en cuenta que, gracias a sus propiedades, éste tipo de esfuerzos pueden resistirse de manera más eficiente. Dicho esfuerzo no tiene un aumento considerable conforme se abre el espaciador, aunque sigue siendo menor (aproximadamente el 31%) con respecto al esfuerzo máximo producido por la reacción de la cadera en la cabeza del fémur (Figura 9).

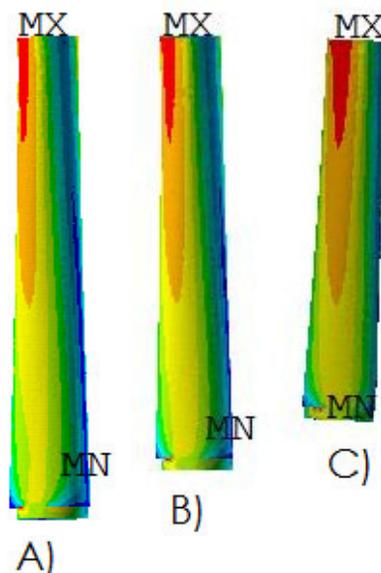


Figura 9. Esfuerzo a compresión en la porción de tejido cortical en el fémur. A) A 150 mm de abertura. B) A 200 mm de abertura. C) A 250 mm de abertura.

Otro aspecto importante en este análisis es considerar la diferencia que existe entre los esfuerzos que presentan los huesos según el material empleado en la simulación para la prótesis. La aleación de Acero Inoxidable 316VLM Grado Médico es más rígida que la aleación de Titanio Ti-6Al-4V (Figura 10), por tal motivo puede absorber mejor los esfuerzos y permite que el hueso trabaje menos, aunque no exista mucha variación en ambos casos debido a que el esfuerzo a compresión permanece casi constante respecto al tamaño de la resección. Esto lo podemos observar si comparamos los esfuerzos que se presentan en la porción cortical del fémur para ambos materiales. En ambos casos, el esfuerzo máximo no sobrepasa al esfuerzo de cedencia para éste tejido, por consiguiente, no sufre una deformación considerable. Por otro lado, los esfuerzos máximos de von Mises en la porción de tejido trabecular están por encima del límite de fluencia para cualquier valor de densidad en este tejido. Las dos fuerzas que se aplican en esta zona se concentran en un solo nodo, provocando desplazamientos que no implican riesgo de fracturas debido a las propiedades de este tejido. La distribución de la carga al resto de la estructura se lleva a cabo por medio del contacto con el clavo intramedular y la porción de tejido cortical. El área que comparte con éstos dos volúmenes es pequeña, por esto los esfuerzos que se

presentan son muy altos respecto a los que se presentan en la porción de hueso cortical.

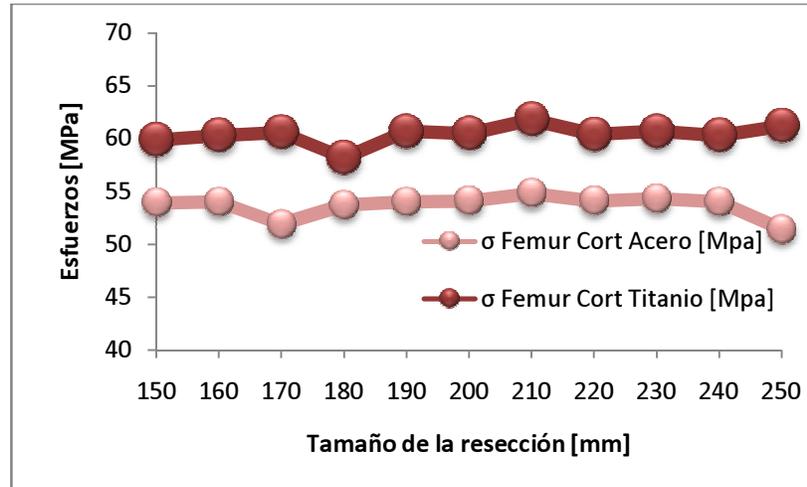


Figura 10. Esfuerzos que presenta la porción de hueso cortical en el fémur respecto del material empleado para el espaciador.

4.3.2 Tibia

Los esfuerzos que se generan en la tibia son mucho mayores en proporción a los que se generan en el fémur (Figura 11). El volumen de la tibia que corresponde a la porción de tejido trabecular, es el único que se encuentra empotrado en la superficie donde se ubican los maléolos, y no presenta movimiento en ninguna dirección. A pesar de ello, la zona cercana al empotramiento no muestra un esfuerzo excesivo como lo fue con el clavo intramedular, ya que tiene más área de contacto y una mayor masa para resistir el momento de flexión.

Al igual que en el fémur, las paredes corticales se ven afectadas por el momento de flexión, presentando esfuerzos a compresión en la porción proximal y esfuerzos a tensión en la porción distal (Figura 12). Conforme se incrementa la abertura en el espaciador, también se incrementa el esfuerzo máximo en diferentes zonas de la tibia. Con una resección de 150 mm, el esfuerzo máximo se sitúa aproximadamente a 10 mm del empotramiento sobre la porción proximal sometida a compresión, y a medida que la resección aumenta, el esfuerzo máximo se reubica en la zona de contacto con el espaciador, sobre los cambios de sección que se crearon con el fin de evitar errores en la simulación.

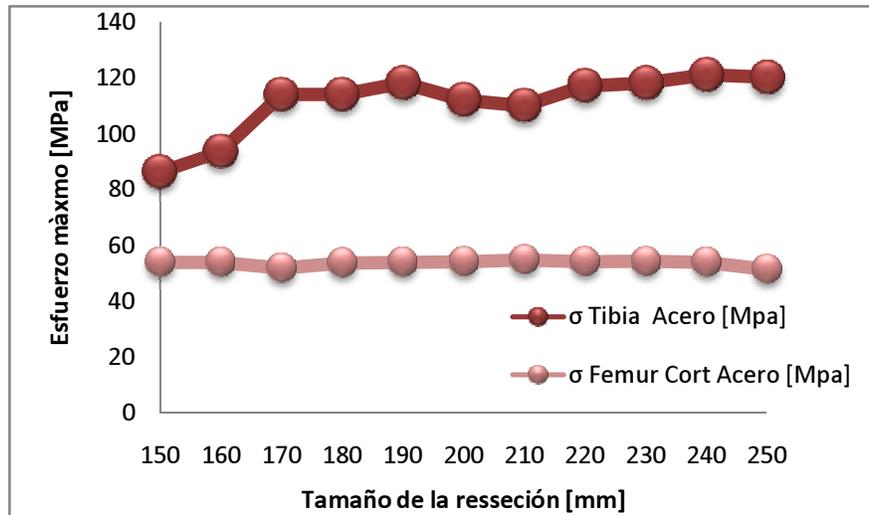


Figura 11. Esfuerzos en el fémur y tibia respecto al tamaño de la resección usando Acero Inoxidable 316VLM Grado Médico en el espaciador.

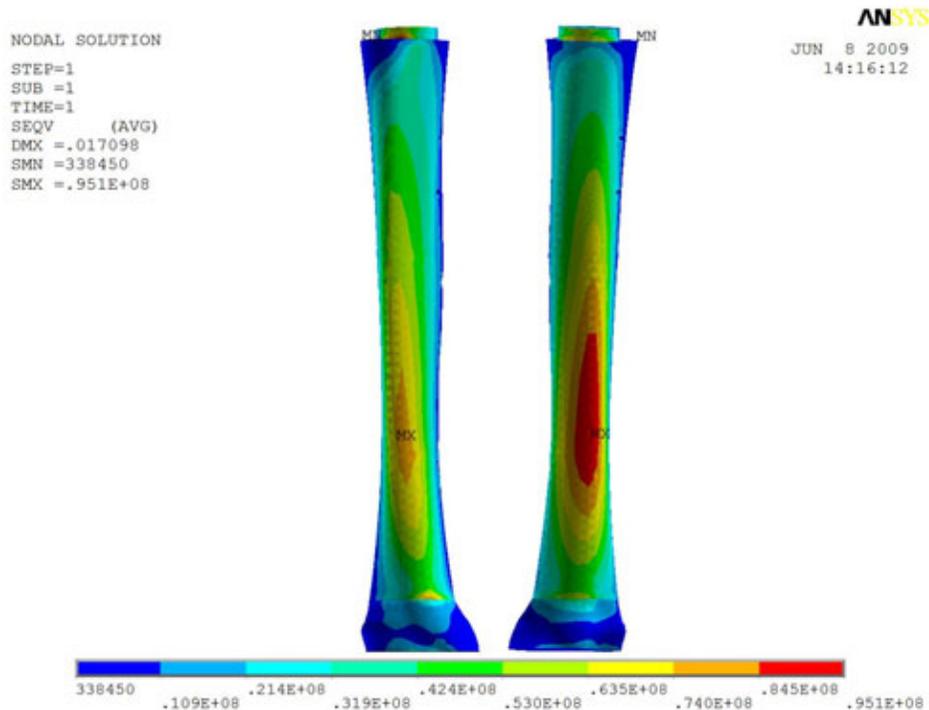


Figura 12. Distribución de esfuerzos en la Tibia. A) porción distal, B) porción proximal, respecto al plano sagital.

En este caso, también se observa un predominio de los esfuerzos a compresión sobre los esfuerzos a tensión. Otra similitud con respecto al comportamiento del fémur, es la disminución en el esfuerzo máximo cuando se emplea la aleación de Acero Inoxidable en vez de la aleación de Titanio (Figura 13). Del mismo modo, con el acero inoxidable los esfuerzos son mayores debido a la relación que existe entre el esfuerzo y el módulo de elasticidad, tomando en cuenta que en ningún caso se obtuvieron valores por encima del esfuerzo de cedencia en la porción de volumen de tejido cortical, y es aplicable la Ley de Hooke. Los esfuerzos de von Mises en la porción de volumen trabecular son bajos, y casi de la misma magnitud

que el esfuerzo de cedencia para este material, lo cual no provoca una deformación considerable, tomando en cuenta el empotramiento.

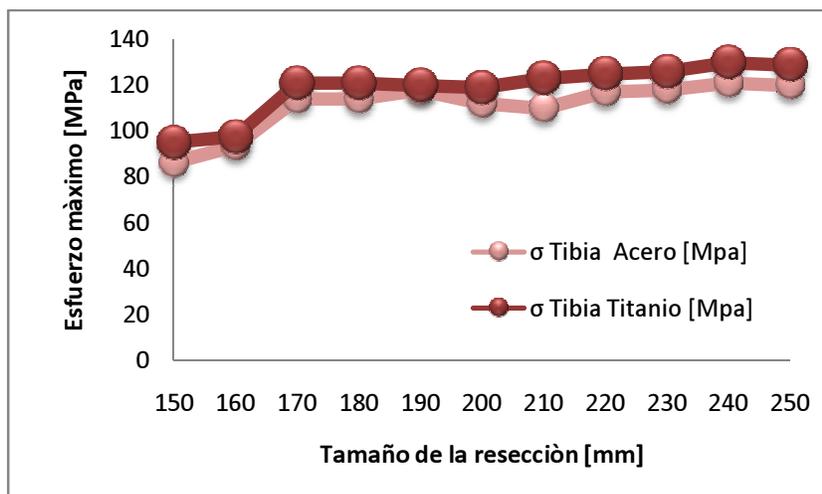


Figura 13. Esfuerzos en la tibia respecto al material empleado en el espaciador.

4.4 Esfuerzos y deformaciones en los pernos bloqueadores y barrenos

El principal problema que presenta este implante es el aflojamiento de los pernos bloqueadores, que se genera por la deformación que sufre tanto el espaciador de rodilla como el hueso cortical. Es claro que, debido a la diferencia entre los módulos de cedencia del hueso y de las aleaciones usadas para el implante, la concentración de esfuerzos que se genera en barrenos de los huesos provoca una deformación mayor a la que sufren los barrenos en el clavo intramedular, o incluso mayor que la deformación en los pernos. Es por esto que se requiere un análisis más complejo.

Para el análisis de esfuerzos en ésta zona, comprendida como la porción de hueso y metal que rodea a los pernos bloqueadores, tanto para el fémur como para la tibia, se obtuvieron tres diferentes esfuerzos:

- El esfuerzo máximo en cada uno de los pernos.
- El esfuerzo máximo generado en los barrenos del hueso debido al contacto con los pernos y el clavo intramedular.
- El esfuerzo generado en cada barreno del clavo intramedular debido al contacto con los pernos bloqueadores.

El esfuerzo máximo en cada perno se ubicó cerca de la unión con el clavo intramedular, cargado hacia la sección distal tomada con respecto del plano sagital (Figura 14). Dicho esfuerzo se fue incrementando conforme la resección aumentaba. El perno que presentó un mayor esfuerzo fue el perno distal insertado en la tibia (Figura 15). En esta zona, los esfuerzos alrededor de los barrenos también fueron mayores en comparación con los esfuerzos encontrados tanto en los pernos como en los barrenos del fémur. Al igual que en el resto de las estructuras, los pernos de acero inoxidable presentaron un esfuerzo mayor que los

pernos con la aleación de titanio, y por tanto, un menor esfuerzo en los barrenos del hueso (Figura 16).

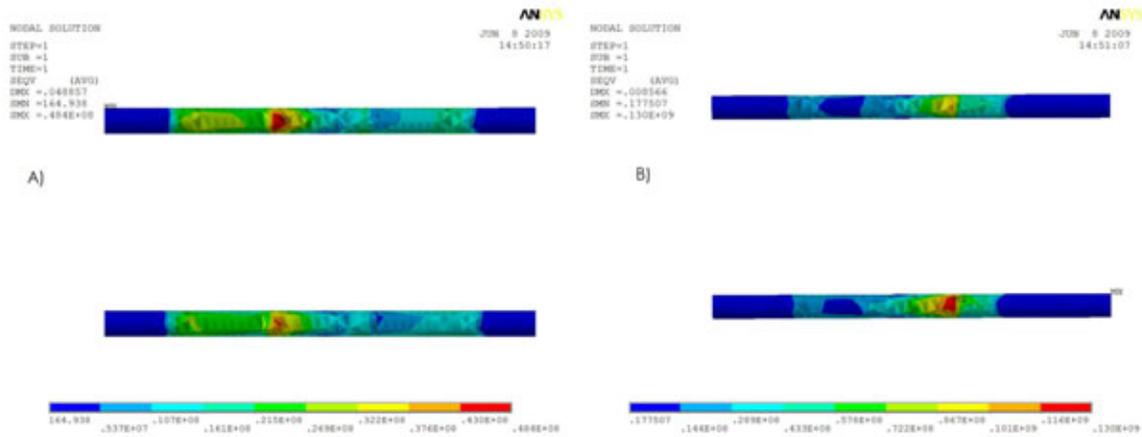


Figura 14. Ubicación del esfuerzo máximo en los pernos con un tamaño de resección de 150 mm, respecto al plano sagital. A) Pernos insertados en el fémur. B) Pernos insertados en la tibia.

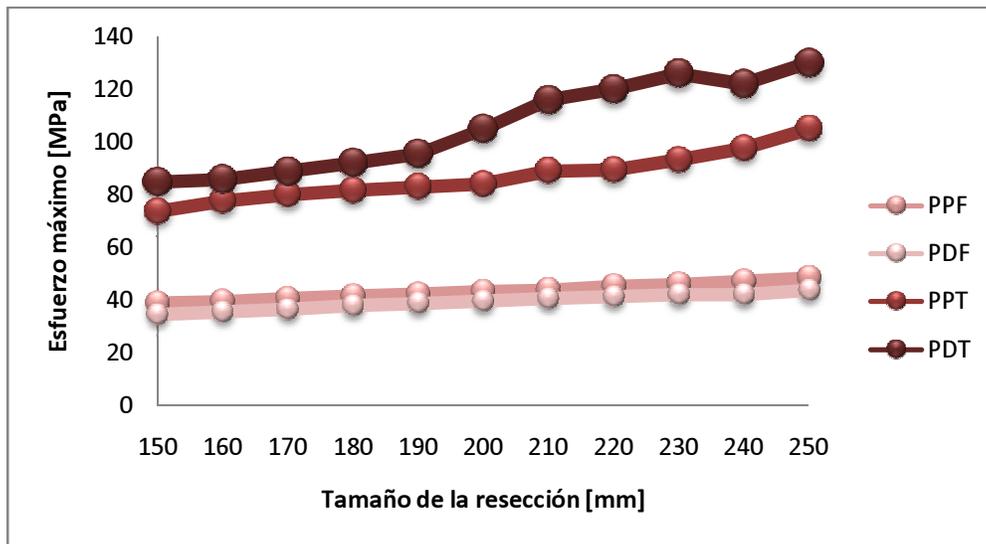


Figura 15. Esfuerzos en los cuatro pernos bloqueadores de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V: PPF – Perno proximal del fémur, PDF – Perno distal del fémur, PPT – Perno proximal de la tibia, PDT pernos distal de la tibia, respecto al plano frontal.

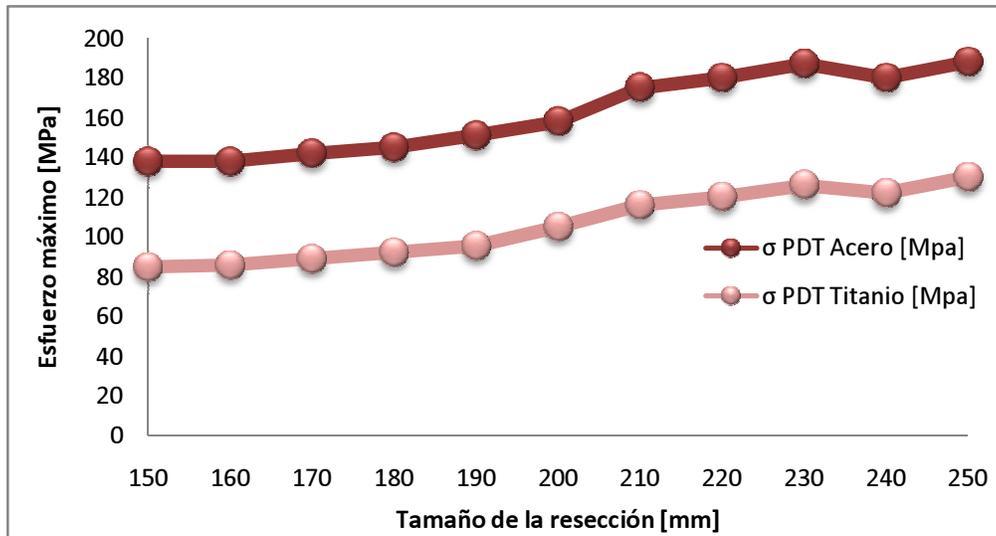


Figura 16. Comparación entre el esfuerzo máximo en el perno distal de la tibia para los dos diferentes materiales.

Posteriormente, se consideran los esfuerzos alrededor de los barrenos hechos en el hueso. Para esto, se seleccionaron solo los elementos que rodeaban al perno, con el fin de encontrar el esfuerzo máximo debido únicamente al contacto con dicho perno (Figura 17). Se seleccionaron en promedio, 1200 elementos alrededor de cada barreno del fémur y 900 elementos alrededor de los barrenos de la tibia, se fueron descartando aquellos que no estaban en contacto con los pernos y que presentaban un esfuerzo máximo de von Mises (Figura 18).

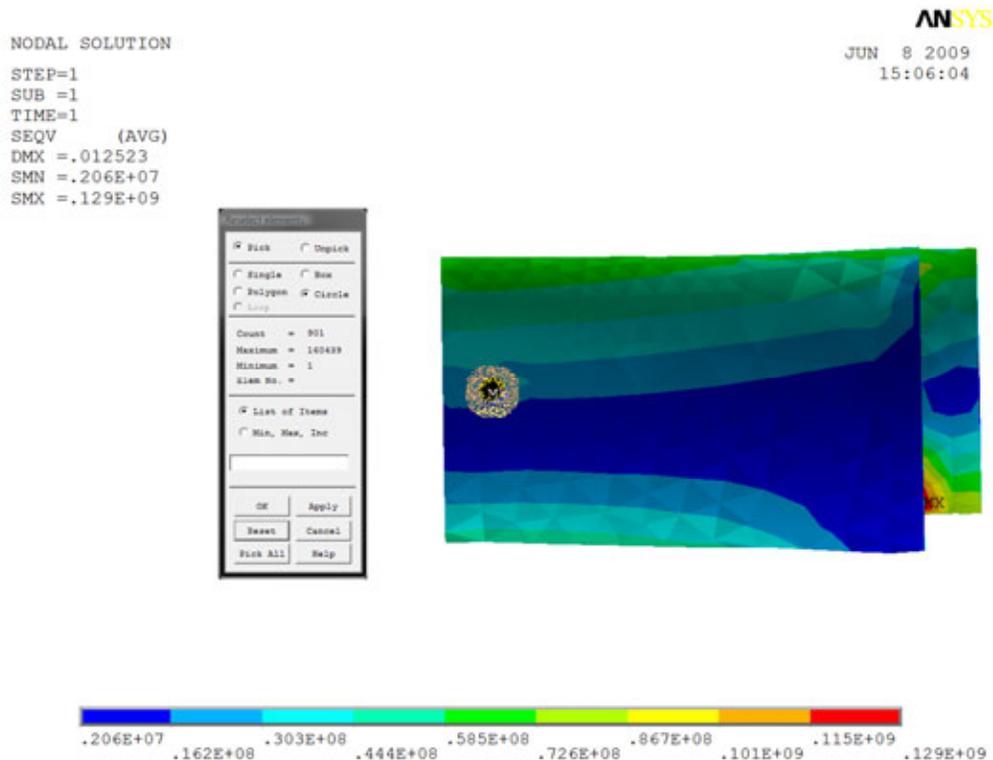


Figura 17. Selección de los elementos en el hueso en contacto con el perno

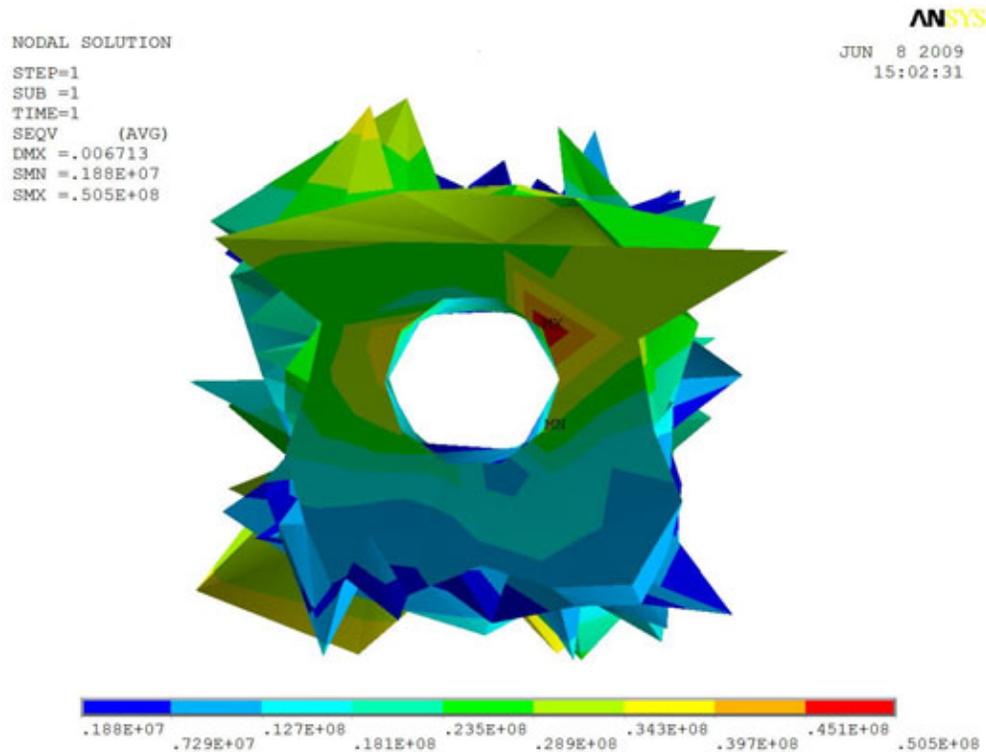


Figura 18. Selección del esfuerzo máximo alrededor de los barrenos de los huesos.

Si comparamos este esfuerzo con el esfuerzo generado en el perno, podemos observar que hay una diferencia considerable. El esfuerzo en los pernos es mucho mayor, tanto en el acero inoxidable como para el titanio. Para el caso del perno distal de la tibia, el esfuerzo máximo es el doble que el barreno, y conforme el tamaño de la resección aumenta, el esfuerzo aumenta a casi al triple del valor obtenido en los elementos cercanos al barreno (Figura 19).

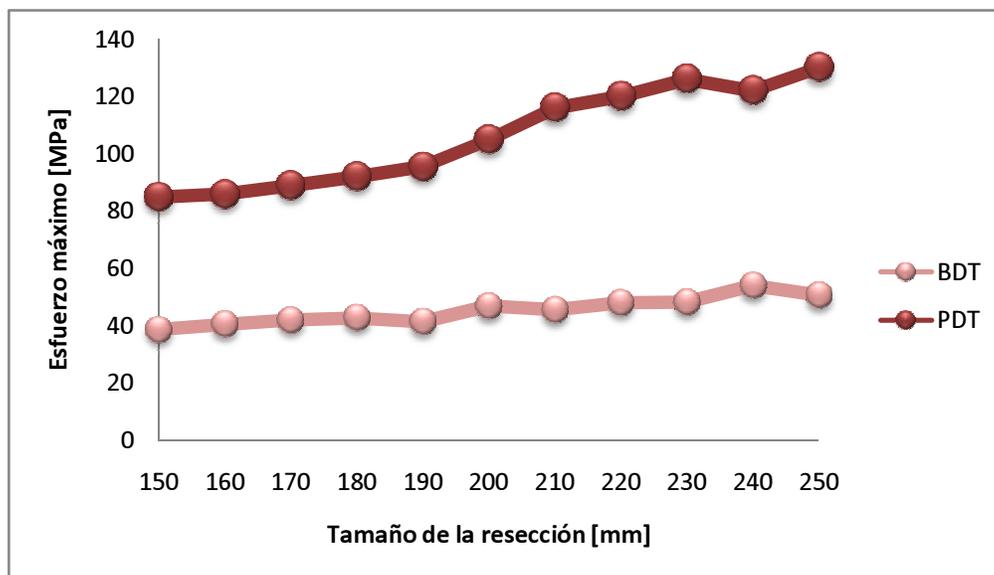


Figura 19. Esfuerzos en el perno distal de la tibia comparados con los esfuerzos en el barreno distal de la tibia en el caso de la aleación de Titanio Ti-6Al-4V.

Para tomar los esfuerzos generados en los barrenos del clavo intramedular, se usó la misma metodología que con los barrenos en los huesos. En este caso, no hubo necesidad de descartar algún elemento, ya que en todos los casos, los esfuerzos máximos se encontraron en algún elemento en contacto con el perno. Los esfuerzos en los barrenos del clavo intramedular son mayores que los esfuerzos medidos en los pernos y en los barrenos del hueso (Figura 20). Todos estos esfuerzos, tanto en los pernos como en los barrenos, son menores respecto a los valores de los esfuerzos de cedencia para cada material. Sin embargo, las deformaciones, aunque sean elásticas, provocan la pérdida de contacto entre los pernos y los barrenos, ocasionando fallas considerables en el arreglo.

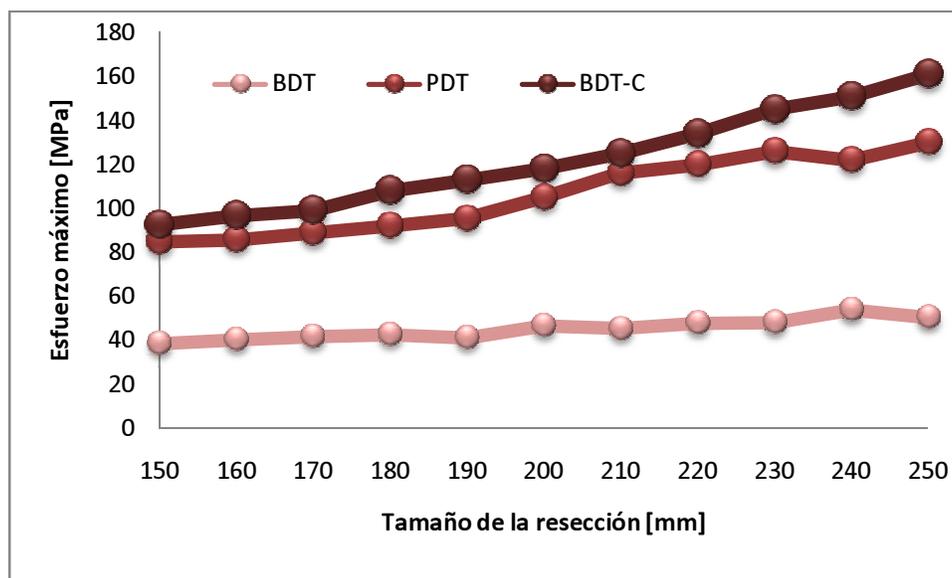


Figura 20. Comparación entre los esfuerzos en los barrenos de hueso y clavo intramedular y el perno distal de tibia para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V.

Así como la tibia es la estructura ósea que presentan los esfuerzos de von Mises más elevados, los barrenos y los pernos situados en este volumen también muestran un valor mayor en el esfuerzo en comparación con los pernos y barrenos del fémur, tanto para el Acero Inoxidable como para el Titanio. En ambos casos, en los pernos y en sus respectivos barrenos en el clavo, se observa un incremento muy marcado en la carga respecto al tamaño de la resección, mayor incluso que el esfuerzo de von Mises máximo de los huesos (Figura 21). También puede observarse que los esfuerzos alrededor de los barrenos son mayores que los esfuerzos en los pernos. Este aumento en el valor de la carga provoca una mayor deformación, y conforme la resección crece, la deformación se incrementa. Las deformaciones son cambios de forma sobre la porción de volumen donde se aplica la carga, por tanto, la deformación es una relación entre dos longitudes, la inicial y la final. Es claro que las fallas por aflojamiento o inestabilidad en el dispositivo se deben a la deformación que sufren los pernos bloqueadores del implante, provocadas por el excesivo incremento de la carga en esta zona, así como a la pérdida de contacto en los barrenos y a la pérdida de tejido óseo producto de la resección.

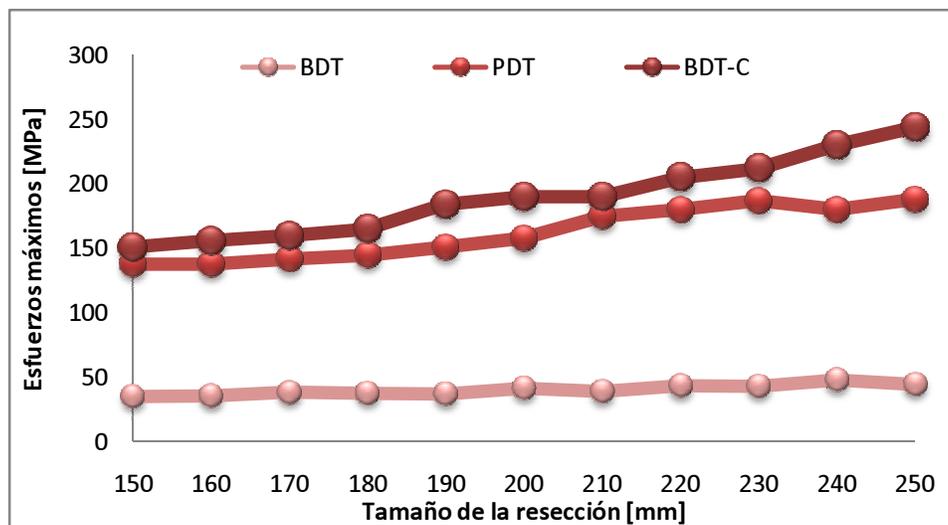


Figura 21. Comparación entre los esfuerzos en el barreno del calvo intramedular, el esfuerzo en el barreno del hueso y el esfuerzo en el perno distal de la tibia para el espaciador de Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico.

El mayor valor de deformación se presenta alrededor de los elementos ubicados en los barrenos del hueso, en segundo lugar se encuentran las deformaciones en los elementos cercanos al barreno del clavo intramedular, y por último, en el perno bloqueador. Los pernos y barrenos más afectados fueron los que se encuentran en la tibia. La mayor deformación se presentó con la aleación de Titanio Ti-6Al-4V, en el barreno proximal (Tabla 3).

Tabla 3. Deformaciones Pernos – Barrenos para el espaciador de titanio y de acero obtenidas del esfuerzo de von Mises. Los valores mostrados en amarillo son los correspondientes a las deformaciones más grandes, donde se muestra cómo los barrenos en la tibia son los más afectados (BPT-H, BDT-H).

Espaciador de Titanio		Deformación [m/m]					
Abertura [mm]	PPF	BPF-H	BPF-Clavo	PDF	BDF-H	BDF-Clavo	
150	3.55E-04	0.00172	4.50E-04	3.21E-04	0.001528	4.10E-04	
200	3.90E-04	0.0018	5.00E-04	3.59E-04	0.001631	5.03E-04	
250	4.40E-04	0.002237	5.63E-04	4.05E-04	0.001971	5.48E-04	
Abertura [mm]	PPT	BPT-H	BPT-C	PDT	BDT-H	BDT-C	
150	6.70E-04	0.0023	8.47E-04	7.77E-04	0.002907	0.001158	
200	7.67E-04	0.002586	9.85E-04	8.89E-04	0.003395	0.001163	
250	9.69E-04	0.004376	0.00136	0.001204	0.003821	0.001963	
Espaciador de Acero		Deformación [m/m]					
Abertura [mm]	PPF	BPF-H	BPF-Clavo	PDF	BDF-H	BDF-Clavo	
150	3.24E-04	0.001765	4.80E-04	2.96E-04	0.001569	4.38E-04	
200	3.57E-04	0.001908	4.54E-04	3.34E-04	0.001709	3.85E-04	
250	4.00E-04	0.002272	5.07E-04	3.70E-04	0.002009	4.99E-04	
Abertura [mm]	PPT	BPT-H	BPT-C	PDT	BDT-H	BDT-C	
150	5.74E-04	0.002213	7.37E-04	6.67E-04	0.002674	8.57E-04	
200	6.59E-04	0.002429	9.07E-04	7.87E-04	0.003525	0.001017	
250	7.84E-04	0.004129	0.001106	9.31E-04	0.004066	0.001606	

Conclusiones

Los valores de los esfuerzos máximos de von Mises obtenidos en el espaciador, en el clavo y en los pernos bloqueadores nos indican cómo es su comportamiento bajo el cuadro de cargas fisiológicas al que están sometidos. Por otro lado, el análisis de los esfuerzos en los huesos es menos descriptivo debido a que es una aproximación de su comportamiento real, pero igual de importante.

El método del elemento finito es una herramienta muy útil para evaluar el comportamiento de los parámetros de diseño en el desempeño mecánico de un implante. Además, permite estudiar escenarios hipotéticos, los cuales no se pueden reproducir de otra forma. Este método puede ayudar a tomar decisiones para corregir fallas en el diseño y encontrar una solución para problemas concretos.

Al realizar una prueba de convergencia, se tiene la seguridad de trabajar con la densidad de malla apropiada para un caso en particular, esta densidad de malla nos asegura que los resultados arrojados por el modelo serán confiables.

En el caso del fémur, no hubo un excesivo esfuerzo máximo, salvo en los puntos donde se insertaron las cargas fisiológicas. El momento de flexión que se genera no es motivo de preocupación para una posible fractura por el uso del espaciador, las propiedades con las que fueron modelados los huesos permiten soportar los esfuerzos a compresión y a tensión, que son los que mayor afectan a las estructuras óseas. En el fémur no se alcanza el valor máximo para el esfuerzo de cedencia a compresión en el tejido cortical, apenas 28% en el caso donde se empleó la aleación de Acero Inoxidable y 32% con la aleación de Titanio. Caso contrario, en la tibia sí se generan esfuerzos cercanos al máximo valor de σ_y permisible a compresión para el mismo tejido, equivalentes al 62% y 68%, para la aleación de Acero Inoxidable y la aleación de Titanio, respectivamente. Las secciones en donde se insertó el espaciador trabajaron como concentradores de esfuerzos, por consiguiente, los esfuerzos en esta zona fueron elevados. Esto nos muestra la zona más afectada en el modelo y que se debe modificar para disminuir en lo posible el valor de este esfuerzo. Un cambio en la forma y tamaño de las coronas que permita tener un área de contacto más grande con el hueso, nos brindaría un sistema más eficiente de sujeción, además de estimular el mecanismo de osteointegración, y así mejorar la distribución de los esfuerzos en esta zona, tomando en cuenta que en tensión y en compresión, el área transversal es inversamente proporcional al esfuerzo.

El aumento en la resección tampoco es una razón para producir falla en estas estructuras, no se observó una variación considerable en la carga conforme la resección se hacía más grande. En cuanto al material que se emplea para la prótesis, existe similitud entre los valores del esfuerzo que se obtienen en los huesos. Apenas 23 MPa es la diferencia entre ambos materiales, siendo el mayor esfuerzo siempre para el titanio. El espaciador puede realizar su función primordial sin importar el material que se emplee.

Otro aspecto que se demostró fue que el espaciador es un implante seguro y estable, puede soportar sin ningún riesgo los esfuerzos aun cuando está abierto por completo. Por otro lado, su diseño no es del todo eficiente. Los esfuerzos se concentran en los cambios de sección, haciéndolos sitios propicios para una falla debido a una carga excesiva, tomando en cuenta que los implantes suelen no usarse adecuadamente por los pacientes. Es claro que se requiere un rediseño de éste dispositivo para mejorar y optimizar su funcionamiento, haciendo cambios en las secciones donde se inserta al hueso y en donde se ajusta su tamaño, eliminando la tuerca que lo sostiene.

Al observar el comportamiento del clavo intramedular, podemos observar que, siendo el volumen que transmite la carga tanto a los huesos como a los pernos, es la pieza más afectada del implante, tanto por el empotramiento, como por las deformaciones en los barrenos, en donde no se utiliza ningún medio de fijación, más que el mecanismo de regeneración ósea alrededor de las perforaciones hechas en el hueso. Es difícil implementar alguna variación en el clavo intramedular, ya que es un volumen de geometría sencilla y los únicos concentradores de esfuerzos se presentan en los barrenos, y son estrictamente necesarios para sujetarlo al hueso. Con un estudio más detallado, sería posible analizar esta zona, con el fin de mejorar la distribución de los esfuerzos y evitar el aflojamiento. Una nueva configuración de barrenos podría ser la solución.

El análisis en la zona donde se encuentran los pernos y barrenos muestra cómo se presenta el aflojamiento. En el fémur, los esfuerzos y las deformaciones en los barrenos no son tan grandes como en la tibia. Los barrenos de la tibia son los que presentan esfuerzos de von Mises más elevados, y la deformación máxima se presentó en el barreno proximal. Las deformaciones en todos los barrenos y pernos se incrementaron conforme el tamaño de la resección aumentó, tomando valores considerables a partir de los 200 mm de abertura para el espaciador, en el caso del barreno proximal de la tibia. El valor máximo en la deformación se alcanzó con la mayor abertura, a 250 mm se tuvo una deformación de 0.00438 y 0.00413, para la aleación de Titanio Ti-6Al-4V y el Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico respectivamente. La diferencia en ambos valores es apenas de 0.000247, la cual representa casi el 6% en ambos casos. Ninguno de los valores de deformación obtenidos representan una falla crítica (fracturas en el implante o fracturas en los huesos) según el criterio de falla empleado en este estudio. Por lo tanto, la conclusión de este trabajo, respecto a las deformaciones encontradas para un modelo estático, es que es seguro utilizar el espaciador de rodilla para cualquier abertura dentro del rango de 150 mm – 250 mm.

Es claro ver que la ubicación de los pernos representa un riesgo considerable para el funcionamiento del espaciador de rodilla. En el rediseño que se pretende hacer como trabajo futuro será necesario considerar, conjuntamente con un análisis dinámico y pruebas de fatiga tanto en hueso como en el implante, un cambio en la configuración de los pernos para evitar esfuerzos tan grandes en la tibia y reducir el valor de las deformaciones, que es la principal causa del aflojamiento. Por otro lado, también es necesario llevar a cabo cambios en el espaciador, con

el fin de optimizar su funcionamiento y favorecer la regeneración ósea en la unión con el hueso.

Por último, haciendo una comparación del desempeño de los materiales empleados en la simulación, se comprobó que la aleación de Titanio Ti-6Al-4V es la mejor opción, considerando el peso y la resistencia como factores primordiales. Su densidad es menor respecto a la densidad del Acero Inoxidable 316LVM Grado Médico, y el valor del esfuerzo de cedencia es mayor en 190 MPa. Además posee excelentes propiedades una vez dentro del organismo. Los implantes de Titanio Ti-6Al-4V desarrollan osteointegración y fibrointegración y se puede insertar con mayor facilidad. Para los casos donde sea necesario utilizar la aleación de Acero Inoxidable, es necesario considerar posibles fracturas en el clavo intramedular, que es la pieza más exigida del implante.

Anexos

Anexo 1

Los primeros modelos. La ley de Wolff

Aunque precedido por varias investigaciones de la arquitectura del hueso esponjoso, cabe destacar que los dibujos de la estructura interna de la parte proximal del fémur realizados por el anatomista suizo Von Meyer en 1867 marcaron el inicio de las investigaciones en la línea de la influencia mecánica en el comportamiento óseo. Estos dibujos fueron estudiados por Culmann, quien observó que las trayectorias de las tensiones principales eran significativamente similares a las propuestas por Von Meyer.

Aunque parecía claro que el alineamiento óseo trabecular estaba regulado por las trayectorias de las tensiones principales, no fue hasta dos años después cuando Wolff planteó su teoría (Wolff, 1870, 1874, 1884, 1892, 1899, 1901) que fue ampliamente cuestionada por la comunidad científica de la época, incluso por científicos tan importantes como Mohr (Roesler, 1987). Wolff, basándose en el hecho de que las direcciones de tensión principal son perpendiculares, pensaba que las trayectorias del alineamiento óseo trabecular debían interseccionar de forma perpendicular, criticando los dibujos de Von Meyer, en los que las trayectorias se intersecaban formando ángulos agudos, por lo que propuso un dibujo alternativo en el que las trayectorias incidían formando 90° (Figura 1).

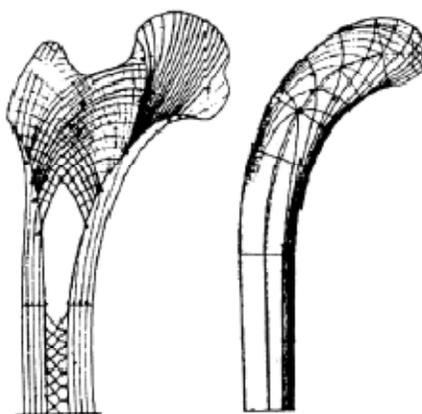


Figura 1. Dibujo de Wolff del alineamiento trabecular de la extremidad proximal del fémur (Wolff, 1892) y análisis gráfico estático realizado por Culmann de las trayectorias tensionales en una columna curvada.

Aunque esta teoría (“trajectorial theory”) implicaba un modelo experimental de la respuesta del hueso esponjoso al estado tensional, Wolff tenía en mente un modelo que relacionaba las tensiones y las deformaciones de una manera única. En otras palabras un modelo constitutivo continuo (Wolff, 1986).

Roux incorporó las ideas de Wolff dentro de su teoría estableciendo un “funcional adaptación” de estructuras biológicas y órganos. Dicho funcional respondía a la idea de la resolución de un problema de optimización de diseño mecánico: máxima resistencia con mínimo material (1895) y, según Roux, el mismo no sólo se

podía aplicar a huesos, sino que a cualquier otro sistema biológico. En general, este trabajo fue aceptado como prueba matemática de la ley de Wolff.

En los años siguientes no aparecieron progresos significativos respecto de la formulación de un modelo matemático de remodelación ósea completo. Renovado interés surgió durante la década de los sesenta, ante la aparición de los ordenadores y la posibilidad de realizar simulaciones numéricas [1].

Anexo 2

Clasificación de las Neoplasias

La clasificación se hace de acuerdo con los siguientes criterios:

1. Lugar de origen: describe el tipo de tejido en que las células cancerosas empiezan a originarse.

2. Histología (análisis celular) a lo que se le llama grado: esto implica el análisis por microscopía de las células obtenidas por biopsia, ya sea incisional (solo parte del tumor) o excisional (resección del tumor completo): el grado de anomalía determina la presencia de malignidad (cáncer). Al aumentar el grado de anormalidad, aumenta el grado que va de 1 a 4. Las células bien diferenciadas van desde las que semejan a células maduras y bien diferenciadas hasta células indiferenciadas, inmaduras y primitivas.

Grado I: células ligeramente anormales y bien diferenciadas

Grado II: células más anormales y moderadamente diferenciadas

Grado III: células muy anormales y pobremente diferenciadas

Grado IV: células inmaduras e indiferenciadas

3. Extensión, a lo que se le llama estadío: existen varios métodos para determinar los estadíos. El sistema de tumor, ganglios linfáticos, metástasis (TMN). También se utiliza un sistema numérico:

Estadío 0: cáncer in situ (limitado a las células superficiales)

Estadío 1: cáncer limitado al tejido de origen

Estadío 2: diseminación local limitada de células cancerosas

Estadío 3: diseminación local y regional extensa

Estadío 4: Metástasis distal [2]

Bibliografía

1. Huiskes, R. If the bone is the answer, then what is the question? J. Anat. (2000), 145-156
2. <http://www.oncologychannel.com/staging.shtml>

Glosario

Aloplásticos. Implantes de material sintético: metales inertes, cerámica o plásticos.

Anisotropía. Característica de la materia en la cual determinadas propiedades físicas varían según la dirección en que son medidas.

Antegrada. Hacia adelante.

Articulaciones Sinoviales. Articulación donde las superficies óseas están separadas por una cavidad articular, recubierta por una membrana sinovial y que esta lubricada por líquido sinovial.

Artroplásticos. Implantes para la reconstrucción de una articulación.

Aséptico. Sin presencia de infección y/o agentes patógenos.

Autoplástico. Trasplantes de órganos o tejidos de un lugar a otro del mismo organismo.

Basófilo. Leucocito de menor tamaño, con núcleo sin segmentar o bilobulado, que fija el colorante básico. Participa en las reacciones de hipersensibilidad.

Biarticular. Articulación compuesta de dos articulaciones.

Célula Diferenciada. Son aquellas que están especializadas en llevar a cabo una determinada función y no pueden (ni su descendencia, en caso que puedan dividirse, tampoco puede) transformarse en otro tipo celular de diferente estirpe.

Coplanar. En el mismo plano.

Discretizar. Dividir un cuerpo, estructura o dominio (medio continuo) —sobre el que están definidas ciertas ecuaciones integrales que caracterizan el comportamiento físico de un problema— en una serie de subdominios no intersecantes entre sí denominados elementos finitos.

Distal. Alejado del centro, origen o cabeza. Periférico.

Epitelial. Referente al Epitelio. Capa celular que cubre todas las superficies, externa e internas del cuerpo. Se caracteriza principalmente por estar constituida por diferentes tipos de células, sin sustancia intercelular ni vasos.

Genu Valgo. Es la angulación lateral del extremo distal de las piernas, de tal manera que cuando las rodillas están juntas los tobillos están separados.

Genu Varo. Se refiere a aquella deformidad en la cual las rodillas se encuentran lejos una de otra, es la angulación medial de las piernas, opuesta al Genu Valgo.

Gonartritis. Inflamación de la articulación de la rodilla

Gonartrosis. Afección degenerativa de la rodilla por uso, desgaste o por secuela traumática.

Histogénesis. Generación y desarrollo de tejidos normales o patológicos.

Histoide. En forma de tejido o de tela. Se aplica a los tumores constituidos por tejidos de una sola clase.

In vivo. Del latín "en vida". Estudios conducidos dentro de un organismo viviente, por ejemplo un animal o humano.

Infiltrante. Que infiltra. Acumulación de sustancias extrañas a los tejidos, causando un estado morbosos a consecuencia de dicha acumulación.

Injertos Homólogos. Injertos cuyo origen es el propio cuerpo.

Injertos Autólogos. Injertos que tienen un origen distinto al del cuerpo, pero que pertenecen a individuos de la misma especie.

Insuflación. Distensión de una cavidad u órgano hueco mediante aire.

Isotropía. Propiedad de la materia que se refiere al hecho de que ciertas magnitudes vectoriales medibles dan resultados idénticos con independencia de la dirección escogida para la medida.

Istmo. Parte estrecha que une dos cavidades o dos partes del mismo hueso.

Ley de Wolff. Hace referencia a las respuestas de los genes alterados de las células en respuesta a una carga mecánica, ya que juegan un papel significativo en la remodelación adaptativa de las articulaciones para soportar las distintas sollicitaciones mecánicas; el hueso como tejido puede adaptar su masa y arquitectura a través de una remodelación ósea.

Locomoción. Facultad de los seres vivos de trasladarse de un lugar a otro. Movimiento o habilidad para variar de posición.

Metástasis. Proceso por el cual las células tumorales se diseminan hacia lugares distantes del organismo.

Miositis Osificante. Inflamación del tejido muscular, comúnmente encontrado en músculos voluntarios. Trastorno hereditario poco frecuente en el que el tejido muscular es reemplazado por hueso. Se inicia en la infancia con rigidez de cuello y espalda y progresa hacia la rigidez de la columna, del tronco y de las extremidades.

Modulación. Capacidad especial para adaptarse al medio.

Necrosis. Muerte de tipo de tejido específico o de un conjunto de células.

Neoplasia. Alteración de la proliferación y de la diferenciación celular, que se manifiesta por la formación de una masa o tumor, producida por multiplicación de algún tipo de células y su desdiferenciación.

Osteogénesis. Generación o desarrollo de tejido óseo.

Periostio. Membrana que rodea la superficie del hueso que no está cubierta por cartílago.

Recidiva. Reparación de una enfermedad después de un periodo de convalecencia.

Resección. Extirpación de un órgano o una porción, separándolo previamente de las estructuras a las que se encuentra unido.

Retrógrada. Hacia atrás

Séptico. En presencia de infección o agentes patógenos.

Subcondral. Tejido liso, que se encuentra en la parte donde tiene contacto un hueso con otro.

Tejido Vascularizado. Tejido corporal que es irrigado por vasos sanguíneos y que desarrolla proliferación capilar. Puede ser vascularizado de manera natural o inducido por técnicas quirúrgicas.

Tróclea. Gínglimo, polea. Porción articular en la parte interna del extremo inferior del húmero que forma una especie de polea sobre la que rueda el cubito.