



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

TEMA:

“ESTUDIO DE TEORÍAS DE FALLA

PARA LA FRACTURA DEL FÉMUR BAJO CARGAS ESTÁTICAS”

AUTOR: Eliana Alexandra López Sánchez

DIRECTOR: Ing. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD

Ibarra-Ecuador

2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

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

DATOS DEL AUTOR			
CÉDULA DE IDENTIDAD	100404312-9		
APELLIDOS Y NOMBRES:	López Sánchez Eliana Alexandra		
DIRECCIÓN:	Vicente Fierro 2-76 y Rafael Troya		
e-mail:	elianalopez.eals@gmail.com / ealopezs@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	-	TELÉFONO MÓVIL:	0983441088

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	“ESTUDIO DE TEORÍAS DE FALLA PARA LA FRACTURA DEL FÉMUR BAJO CARGAS ESTÁTICAS”
AUTOR:	López Sánchez Eliana Alexandra
FECHA:	Abril
PROGRAMA:	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniera en Mecatrónica
ASESOR/DIRECTOR:	Ing. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD

2. CONSTANCIA

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

Ibarra, a los 31 días del mes de julio del 2020

El Autor:

.....

Eliana Alexandra López Sánchez



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “ESTUDIO DE TEORÍAS DE FALLA PARA LA FRACTURA DEL FÉMUR BAJO CARGAS ESTÁTICAS”, para obtener el título de Ingeniera en Mecatrónica, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por la señorita Eliana Alexandra López Sánchez, bajo mi supervisión.

Ibarra, julio del 2020


Ing. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CONSTANCIA

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

Ibarra, 31 de julio del 2020


Eliana Alexandra López Sánchez
C.I.: 100404312-9



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, Eliana Alexandra López Sánchez con cédula de identidad Nro. 100404312-9, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte - Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

Ibarra, 31 de julio del 2020


Eliana Alexandra López Sánchez

C.I.: 100404312-9

AGRADECIMIENTO

En estas líneas quiero expresar mi gratitud a todas y cada una de las personas que hicieron posible realizar esta investigación.

A mi madre, Margarita

Por ser una guerrera toda su vida y luchar por un futuro mejor para sus hijas. Toda dicha es en su honor, sin ella no habría sido posible culminar esta etapa de mi vida.

A mis hermanas, Adriana y Paulina quienes siempre están presentes con su apoyo incondicional, cada una a su manera.

A mi tutor, el Ing. Ciaccia

Por su disposición, al ser la persona más ocupada que conozco; por compartir sus conocimientos y exigencias para lograr un óptimo trabajo; por no perderme la fe en tanto tiempo.

A Kevin, Israel y Roberto, mis Ingenieros favoritos; sin ustedes no habría sido lo mismo.

A mis amigos, compañeros y profesores, quienes hicieron que la vida universitaria sea una dicha a pesar de las circunstancias que se presentaron a lo largo de los años, por cada experiencia y cada momento que lo recordaré para siempre.

A quienes de una u otra manera han contribuido para la finalización de este trabajo con sus recursos, alegría, apoyo, palabras de aliento y motivación.

DEDICATORIA

Este trabajo va dedicado con mucho cariño a Erick, sé que no hay persona más feliz con la culminación de esta investigación que él. Sin su apoyo, sabiduría y compañía, no habría sido posible llegar hasta este punto; por ser esa fuerza extra que necesitaba cuando parecía que ya no existían motivos para continuar. Al fin lo logramos, espero sigamos cumpliendo más metas juntos.

Eliana López

RESUMEN

El desarrollo de modelos óseos personalizados de elementos finitos (EF) basados en tomografías axiales computarizadas (TAC) permiten determinar el riesgo de falla de huesos con exactitud, sin recurrir a exámenes convencionales invasivos. El uso de un criterio de falla específico para predecir la fractura del fémur no está definido en las investigaciones encontradas en la literatura. Por tanto, en este trabajo es de interés el estudio de varias teorías de falla que mejoren la predicción de fractura de la sección proximal del fémur, basándose en un modelo de EF desarrollado a partir de una TAC. Se establecen las propiedades del modelo, tanto isotrópicas como anisotrópicas y, se estiman los valores de esfuerzo y deformación de los elementos del modelo aplicando las condiciones de borde establecidas. Se decide el criterio de falla en conjunto con la simetría material a usar para realizar la simulación y estimar la carga de ruptura y el lugar de inicio de la falla. Se validan los resultados numéricos con informaciones experimentales de la literatura y se comprueba que las teorías basadas en esfuerzos junto con modelos de material isotrópico presentan valores acordes con la carga necesaria de rotura y coinciden con el lugar de inicio de fractura. Concluyendo así, mediante la implementación y comparación de varios criterios de falla en un modelo de EF personalizado, que la teoría de la energía de distorsión es la que mejor predice la falla del fémur.

Palabras claves: fémur, fractura, criterio de falla, modelo personalizado de elementos finitos.

ABSTRACT

The development of Subject-specific finite element models based on computerized axial tomography makes it possible to determine the risk of bone failure accurately, without resorting to conventional invasive examinations. The use of specific failure criteria to predict femoral fracture is not defined in the research found in the literature. Therefore, in this work is important the study to several failure theories that improve the prediction of fracture of the proximal femur, based on an FE model developed from a CT scan. The properties of the model, both isotropic and anisotropic, are established. The stress and deformation values of the model elements are estimated by applying the established boundary conditions. The failure criterion is decided together with the material symmetry to be used to realize the simulation and estimate the breaking load and the failure location. The numerical results are validated with experimental information from the literature and it is verified that the stress-based theories together with isotropic material models present values according to the required breaking load and coincide with the fracture initiation site. Concluding that, by implementing and comparing several failure criteria in a customized FE model, the maximum distortion criterion is the best predictor of femur failure.

Keywords: femur, fracture, failure criteria, Subject-specific bone FE model.

TABLA DE CONTENIDOS

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	i
AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN.....	ii
CERTIFICACIÓN.....	iii
CONSTANCIA	iv
DECLARACIÓN	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
DEDICATORIA.....	vii
RESUMEN.....	viii
ABSTRACT	ix
TABLA DE CONTENIDOS	x
INTRODUCCIÓN.....	1
DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	1
OBJETIVOS	1
ANTECEDENTES	2
JUSTIFICACIÓN	4
ALCANCE.....	5
CAPÍTULO I MARCO TEÓRICO	6
1.1 TEJIDO ÓSEO	6
1.2 MODELOS ÓSEOS PERSONALIZADOS DE ELEMENTOS FINITOS.....	8
1.2.1 Condiciones de Borde para Modelos de Fémur Humano.....	9
1.2.2 Construcción de la Malla de Elementos Finitos	11
1.2.3 Determinación de las Propiedades Mecánicas.....	14
1.3 TEORÍAS DE FALLA UTILIZADAS EN EL MODELADO DEL FÉMUR.....	17

CAPÍTULO II METODOLOGÍAS PARA LA SIMULACIÓN DE LA FALLA	21
2.1 MODELO BASE DE ELEMENTOS FINITOS.....	22
2.2 METODOLOGÍA PARA EL CÁLCULO DE LA FALLA DEL FÉMUR	26
2.2.1 Selección de Criterios de Falla.....	26
2.2.2 Modelos de Material y Propiedades de Resistencia del Tejido Óseo.....	28
2.2.3 Modelos de Falla	33
2.3 METODOLOGÍA PARA LA APLICACIÓN DE LOS MODELOS DE FALLA EN LAS SIMULACIONES DE EF	33
2.4 INFORMACIÓN EXPERIMENTAL PARA LA CONFIGURACIÓN DE LAS SIMULACIONES Y LA VALIDACIÓN DE RESULTADOS	35
2.5 CONDICIONES DE BORDE	37
2.6 CONFIGURACIÓN DE LAS SIMULACIONES.....	38
CAPÍTULO III ANÁLISIS Y VALIDACIÓN DE RESULTADOS.....	40
3.1 RESULTADOS DEL MODELO BASE DE ELEMENTOS FINITOS	40
3.2 RESULTADOS DE LOS COEFICIENTES DE INTERACCIÓN PARA LA TEORÍA DE TSAI-WU.....	43
3.3 RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES.....	44
3.4 CRITERIO DE FALLA RECOMENDADO.....	48
CAPÍTULO IV CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	49
4.1 CONCLUSIONES.....	49
4.2 RECOMENDACIONES.....	51
REFERENCIAS	52

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1. Estructura de un hueso largo. (a) Vista anterior en el extremo proximal. (b) Vista tridimensional del hueso compacto y esponjoso de la epífisis. (c) Sección transversal de la diáfisis [14].	7
Fig. 1.2. Distribución de la densidad ósea en hombres y mujeres. Adaptado de [16].	8
Fig. 1.3. Ilustración del ciclo de marcha. Adaptado de [19].	9
Fig. 1.4. Proceso de segmentación, construcción del volumen y creación de la malla del modelo, (a) segmentación de la superficie externa, (b) modelo de alambre, (c) construcción del volumen, (d) discretización, adaptado de [24].	13
Fig. 1.5. Elemento tetraédrico de 10 nodos SOLID187 de ANSYS® con los 4 nodos principales identificados como I, J, K, L, 6 secundarios como M, N, O, P, Q, R y las caras numeradas del 1 al 4 [26].	14
Fig. 2.1 Loci de falla en el plano $\sigma_1 - \sigma_2$ para diferentes rangos de F_{12} , tomada de [38].	32
Fig. 2.2. Condición de carga representando la posición de apoyo del ciclo de marcha [39].	35
Fig. 2.3. Representación del inicio de la falla (A) y su propagación hasta lograr una fractura completa (B). Adaptado de [40].	36
Fig. 2.4. Condiciones de borde del modelo de elementos finitos.	38
Fig. 3.1. Vista lateral de la sección proximal del fémur mostrando la distribución de densidades en g/cm^3 ; modelo con 389.921 elementos y 548.943 nodos.	40
Fig. 3.2. Análisis de convergencia para el esfuerzo de von Mises y el número de nodos de cada modelo	41
Fig. 3.3. (a) Radiografía de la sección proximal del fémur, señalando los grupos de estructuras trabeculares: (1) principal de compresión, (2) principal de tracción, (3) secundario de compresión, (4) secundario de tracción y (5) del trocánter mayor, adaptado de [24]; (b) representación de las direcciones del mayor esfuerzo principal en el modelo de EF.	42

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Musculatura presente en el ciclo de marcha durante la fase de apoyo. Adaptada de [3]	11
Tabla 1.2. Valores de atenuación en escala UH para algunos tejidos y componentes.....	12
Tabla 1.3. Resumen de las ecuaciones obtenidas del módulo de elasticidad según la densidad a través de ensayos con fémures, tomado de [3].	16
Tabla 2.1. Ecuaciones utilizadas que relacionan las constantes elásticas con la densidad aparente para los materiales ortotrópicos del modelo de EF [3], adaptada de [24].	24
Tabla 2.2. Valores de fuerzas (N) del contacto de la cadera y los siete músculos que interactúan en el ciclo de marcha en 3 momentos diferentes considerados en Bitzakos et al. [36], tomada de [3].....	25
Tabla 2.3. Relaciones entre los esfuerzos límite y la densidad aparente para los modelos de material ortotrópico a ser integrados con los criterios de falla basados en esfuerzos, adaptado de [3]......	31
Tabla 2.4. Características de los modelos de falla, adaptada de [3].	33
Tabla 2.5. Simetría material de las propiedades mecánicas para los parámetros de las simulaciones.....	39
Tabla 3.1. Representación de los nodos afectados por la carga de los músculos en el ciclo de marcha	43
Tabla 3.2. Resultados de las simulaciones realizadas y datos experimentales de la literatura.	45

INTRODUCCIÓN

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La fractura del fémur proximal es la principal causa de consulta en el área traumatológica sobre todo en la población de la tercera edad; contribuyendo a un aumento de la morbilidad y el deterioro funcional de estos pacientes. Esta lesión es producida generalmente por traumatismos menores como las caídas dentro y fuera del hogar [1].

En relación con las simulaciones, el estudio del comportamiento mecánico de la estructura ósea usando el método de elementos finitos (MEF) ha sido un tema de investigación desde los años setenta y aún en auge por ser una herramienta idónea para analizar la conducta de los huesos sometidos a condiciones fisiológicas o patológicas. Una vez realizado un modelo personalizado de la estructura ósea a partir de tomografías axiales computarizadas (TAC), se puede atribuir un sin fin de aplicaciones tales como el diseño de dispositivos ortopédicos, análisis de éxito o fracaso de implantes, predicción de carga de fractura, seguimientos a estudios clínicos y estudio de remodelado óseo, entre otros [2].

Con base en los resultados del trabajo de Ciaccia [3], se modificará el criterio de Tsai-Wu [4] con coeficientes de interacción F_{12} , F_{23} , F_{31} diferentes de cero, y se incorporará la teoría de la deformación equivalente de von Mises, para tratar de mejorar el comportamiento mecánico del modelo y lograr predecir la fractura del fémur de forma más cercana a los experimentos de la bibliografía.

OBJETIVOS

Objetivo General

Analizar distintas teorías de falla para mejorar la predicción de la fractura del fémur con base en un modelo personalizado de EF obtenido a partir de TAC.

Objetivos Específicos

- Desarrollar una malla 3D de la superficie de un fémur utilizando la información proveniente de una TAC.
- Generar las densidades aparentes del hueso a partir de la malla y de la TAC.
- Construir un modelo personalizado de elementos finitos del hueso con la información obtenida.
- Determinar la carga necesaria para la fractura y el lugar de inicio de la falla en el modelo de EF mediante distintos criterios de falla.
- Validar los resultados de las simulaciones con resultados experimentales de la literatura.

ANTECEDENTES

Investigaciones realizadas para predecir la fractura del fémur usando modelos de elementos finitos han sido de interés en los últimos años. Keyak *et al.* en su investigación del 2001 evaluaron la capacidad de los modelos de EF basados en tomografías computarizadas del fémur proximal, para predecir la ubicación y el tipo de fractura. En este estudio, las simulaciones y las pruebas mecánicas de 18 pares de fémures humanos se realizaron bajo dos condiciones de carga, una similar a la carga producida durante la postura de una sola pierna y la otra condición, simulando el impacto de una caída. Para predecir la ubicación de la fractura del fémur, un factor de seguridad fue computado para cada elemento del modelo usando la teoría de la energía de distorsión. Para la condición de postura, los lugares de fractura pronosticados y reales coincidieron en 13 de los 18 casos [5].

En el estudio de Bayraktar *et al.* [6] realizan un trabajo minucioso para estimar las propiedades de resistencia del tejido cortical y trabecular. En esta investigación se ensayan muestras cadavéricas de 11 donantes y se realiza un modelado de elementos finitos no lineales específicos de alta resolución para contrastar dichas propiedades. Se aplica como criterio de falla la teoría de la deformación principal máxima para determinar las condiciones de resistencia debido a las condiciones de asimetría que se consideran en el modelado.

Como la aplicabilidad de un criterio de falla para predecir la falla del tejido óseo requiere varias condiciones según el tipo de modelado realizado, Schileo *et al.* [7] en el 2008 proponen aplicar varias teorías de falla: la de deformación principal máxima, del esfuerzo principal máximo y de la energía de distorsión (von Mises – Hencky), para comparar sus resultados. En este trabajo numérico-experimental se utilizan tres fémures cadavéricos que fueron escaneados por TC para generar el modelo de elementos finitos, posteriormente se realiza el ensayo mecánico simulando condiciones de carga de una sola pierna hasta lograr la fractura del fémur. Se adquirieron curvas de desplazamiento de carga y películas de alta velocidad para definir la carga de falla y la ubicación del inicio de la fractura, respectivamente. El estudio concluye que el criterio de la deformación principal propuesto logró identificar correctamente la carga de falla y la ubicación del inicio de fractura en todas las muestras modeladas, mientras que las teorías de von Mises y del esfuerzo principal máximo no proporcionaron información significativa. Por lo tanto, el criterio de deformación principal máxima en este estudio se define como un candidato adecuado para la evaluación del factor de riesgo *in vivo* en huesos largos [7].

Una investigación innovadora para predecir el riesgo de fractura del fémur es la realizada en el 2009 por Tellache *et al.* [8] en la cual se desarrollan modelos de elementos finitos isotrópicos transversales a partir de tomografías computarizadas de tres fémures. Las condiciones de carga se realizan en posición de una sola pierna y la carga de falla se determina a través de criterios de comportamiento de rendimiento anisotrópico basados en el criterio de energía de distorsión (criterio de Hill), teniendo en cuenta la diferencia entre las propiedades de resistencia de tensión y compresión (criterio de Tsai-Wu). Los resultados encontrados en este estudio mostraron la parte significativa del comportamiento de rendimiento anisotrópico del hueso en el fémur proximal, determinando la carga de fractura y el lugar de falla del fémur.

La investigación realizada por Ciaccia en el 2014 desarrolla una metodología para la incorporación de la incertidumbre de las propiedades mecánicas del hueso en modelos ortotrópicos, estableciendo procedimientos determinísticos y probabilísticos para el cálculo de la fractura del hueso utilizando materiales ortotrópicos [3]. Este trabajo desarrolla un modelo de EF a partir de una TAC al cual se le asignan las propiedades mecánicas, se realizan

las simulaciones en dos condiciones de carga aplicando distintos criterios de falla con cada simetría material y se validan los resultados con trabajos experimentales de la literatura. Se concluye que los criterios del esfuerzo normal máximo y de la energía de distorsión en conjunto con el modelado isotrópico, son los que mejor predicen a falla del fémur.

En el año 2019 Larrainzar-Garijo *et al.* [9] realizan un estudio numérico-experimental para validar la predicción de fractura del fémur mediante un modelo experimental y un modelo de EF del fémur desarrollado a partir de tomografías computarizadas. Para el ensayo mecánico se utilizan dos fémures cadavéricos, un femenino y un masculino, a los cuales se les asignan las propiedades mecánicas y las condiciones de carga de postura de una sola pierna de apoyo. En el análisis del modelo computacional basado en elementos finitos se utiliza el criterio de falla de la deformación principal máxima para calcular la carga de fractura y el origen de la falla en el hueso. En el artículo se determina que los resultados de las simulaciones contrastados con los ensayos mecánicos tienen una correlación alta, estimando un error relativo del 10 %. Concluyendo que la aplicabilidad clínica futura de un modelo de EF es viable al ser capaz de simular e imitar el comportamiento biomecánico de fémures humanos contrastado con un modelo experimental [9].

JUSTIFICACIÓN

La inclusión de nuevas tecnologías, más accesibles y de mayor impacto en los campos de ingeniería y medicina da la apertura a este tipo de investigaciones en pro del mejoramiento de la calidad de vida de las personas a través de métodos no invasivos [10].

Las simulaciones asistidas por computador de tejido óseo basado en TAC constituyen una herramienta valiosa la cual hace posible determinar el riesgo de falla de huesos con exactitud sin recurrir a exámenes convencionales [2], por lo tanto el avance y desarrollo de investigaciones relacionadas con los diferentes criterios de falla para predecir la fractura del fémur, sería de mucho interés para los campos de medicina, ingeniería e investigación ya que es muy poca la información recopilada en relación a este tema.

ALCANCE

La presente investigación se desarrollará con base en investigaciones anteriores [2], [3] relacionadas que serán complementadas, permitiendo el cálculo de la carga que producirá la fractura del fémur, así como la ubicación del punto de inicio de la misma, seleccionando varios criterios de falla.

Las validaciones de las simulaciones se realizarán en base a trabajos experimentales de fractura del fémur, ya documentados, los cuales tomarán en cuenta las distintas características del modelo de esta investigación con los encontrados en la literatura.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 TEJIDO ÓSEO

El hueso es un tejido conjuntivo vivo y calcificado que en conjunto con el cartílago forma el sistema óseo, este funciona como estructura de soporte del cuerpo, protector de órganos vitales y depósito de calcio y fósforo. Los huesos trabajan como palancas sobre las que actúan los músculos para generar movimiento y también como reservas de células productoras de sangre [11]. Se conoce que el tejido óseo es renovado entre el 5 % y el 10 % anualmente en una persona mediante procesos de modelación y remodelación ósea, de acuerdo con las cargas que actúan sobre él [12].

Composición y estructura

Existen dos tipos básicos de tejido óseo: el hueso compacto o cortical, el cual es denso y tiene un aspecto suave y homogéneo, y el hueso esponjoso, que consta de pequeñas partes de hueso en forma de alfiles y muchos espacios abiertos. Macroscópicamente el tejido esponjoso o trabecular representa alrededor del 80 % del volumen total y el cortical aproximadamente el 20 % [13]. Según su forma cumplen una necesidad especial en el cuerpo y se clasifican en cuatro grupos: largos, cortos, planos e irregulares.

Los huesos largos poseen un eje con una cabeza en cada extremo y en su mayoría son compactos. Los huesos cortos suelen tener forma de cubo y se presentan como esponjosos. Los huesos planos son finos, planos y curvados, estos poseen dos capas de hueso compacto y una capa de hueso esponjoso en el medio. Los huesos del tipo largo se conforman en su mayoría por la diáfisis, constituido por hueso compacto o cortical, que está recubierto y protegido por una membrana llamada periostio. Las epífisis (proximal y distal) son los

extremos del hueso, formadas por una capa fina de hueso cortical que aloja una zona de hueso esponjoso o trabecular. La cavidad medular es el área hueca dentro de la diáfisis del hueso (ver figura 1.1).

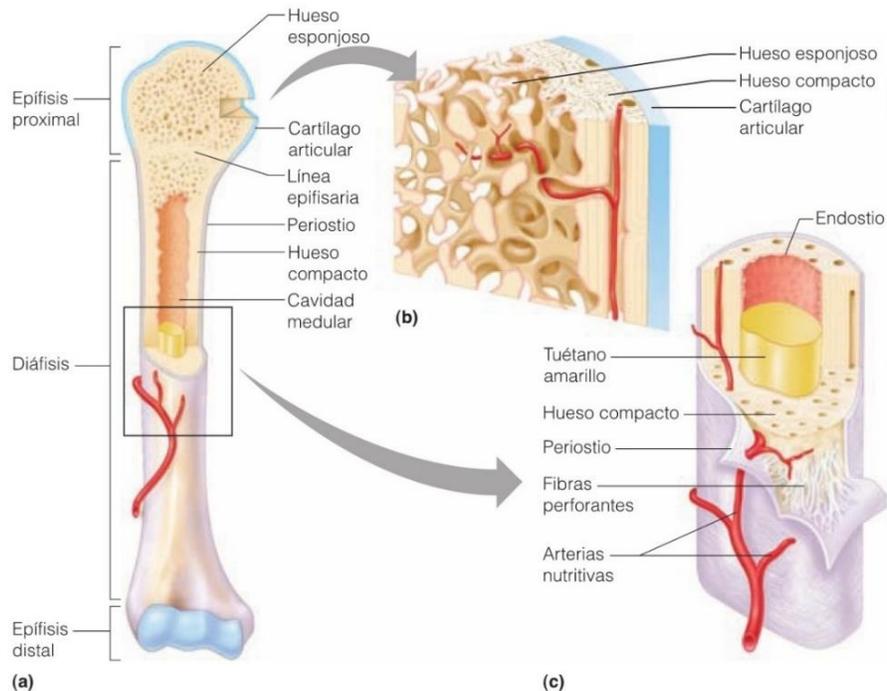


Fig. 1.1. Estructura de un hueso largo. (a) Vista anterior en el extremo proximal. (b) Vista tridimensional del hueso compacto y esponjoso de la epífisis. (c) Sección transversal de la diáfisis [14].

La composición del hueso varía según la especie, edad, sexo, tipo de hueso, tipo de tejido óseo y la presencia de enfermedad ósea (ver figura 1.2). Los tejidos trabecular y cortical se consideran similares químicamente, diferenciándose únicamente por su nivel de porosidad, el cual se cuantifica en términos de la densidad aparente del hueso, que se define como la masa de tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso. Por tanto, disminuciones pequeñas en la densidad ósea pueden generar reducciones grandes en la resistencia y rigidez óseas.

El tejido óseo se define como una estructura material compleja. El hueso es un material no homogéneo al ser constituido por sustancias orgánicas e inorgánicas; es anisótropo al poseer diferentes propiedades mecánicas que dependen de la dirección y

magnitud de la carga aplicada, y se considera viscoelástico ya que su respuesta varía según la velocidad de aplicación de estas [15].

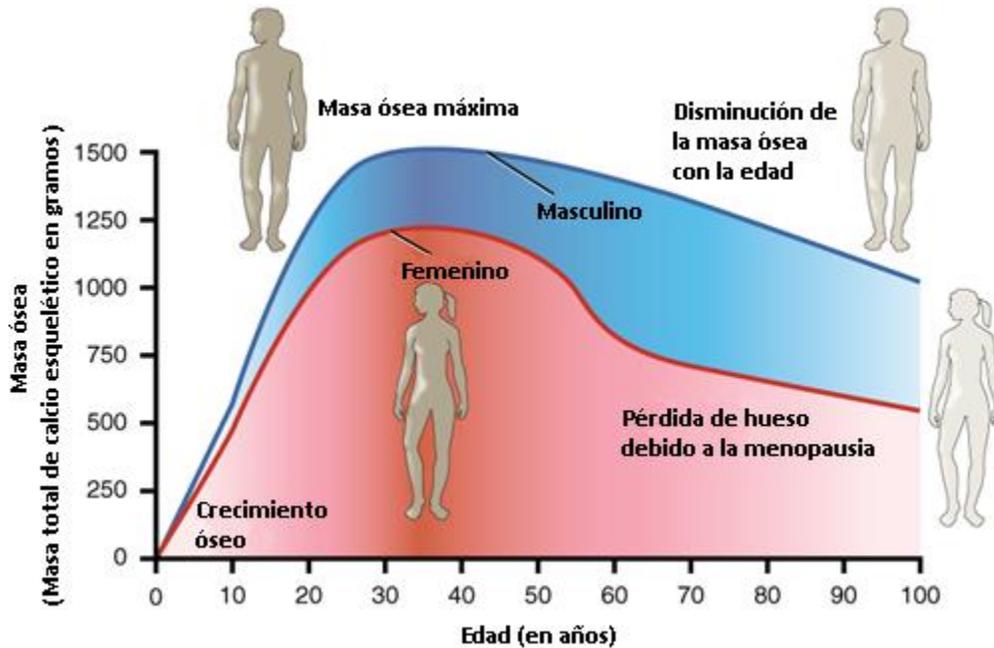


Fig. 1.2. Distribución de la densidad ósea en hombres y mujeres. Adaptado de [16].

Propiedades mecánicas

Los huesos se caracterizan por ser uno de los materiales más resistentes del cuerpo humano; a pesar de ser ligero, posee una notable capacidad para resistir las fuerzas que actúan sobre él. Las sales cálcicas depositadas en la matriz proporcionan al hueso su dureza, que resiste la compresión. Las fibras de colágeno presentes en la estructura ósea proporcionan flexibilidad y una gran resistencia a la tensión [11]. Las propiedades del material, como la resistencia y la rigidez, y las características de tensión-deformación del hueso trabecular dependen tanto de la densidad aparente como del tipo de carga aplicada [15].

1.2 MODELOS ÓSEOS PERSONALIZADOS DE ELEMENTOS FINITOS

La elaboración de modelos óseos personalizados de EF consiste en la reconstrucción de la geometría externa a partir de las tomografías, la discretización del volumen, la

asignación del elemento finito que permitirá establecer los fenómenos físicos a simular y finalmente las condiciones de borde a delimitarse.

1.2.1 Condiciones de Borde para Modelos de Fémur Humano

Dentro del desarrollo de modelos computacionales del fémur basados en elementos finitos es importante la asignación de condiciones de borde que representen las situaciones de carga naturales del tejido. De forma simplificada se asigna únicamente la fuerza del contacto de la cadera y del músculo abductor para representar las condiciones fisiológicas del fémur [17, 18]. Por lo tanto, ampliando el contexto de las condiciones de frontera es importante implementar conjuntamente a estas características las cargas que generan los músculos presentes durante el ciclo de marcha para establecer una representación completa de esfuerzos de la sección proximal del fémur.

Ciclo de marcha

El ciclo de marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo (60 % del ciclo) y la fase de balanceo (40 % del ciclo). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. El apoyo sencillo se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente [16]. El ciclo de marcha se divide en dos fases principales: apoyo y balanceo, ver figura (1.3).

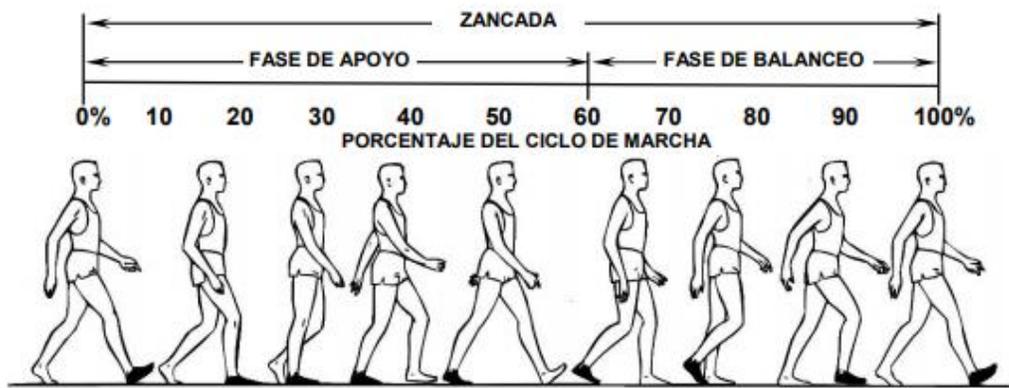


Fig. 1.3. Ilustración del ciclo de marcha. Adaptado de [19].

Fase de apoyo

- Contacto del talón: instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.
- Apoyo plantar: contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital.
- Apoyo terminal: ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
- Despegue: ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con el apoyo terminal del talón. El despegue se extiende desde el apoyo termina hasta el despegue de los dedos [16].

Balanceo

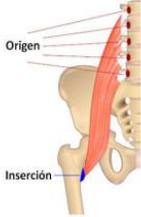
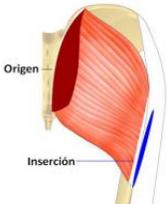
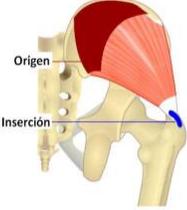
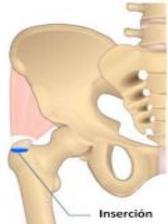
- Balanceo inicial: se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo.
- Balanceo medio: la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo.
- Balanceo terminal: se da la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo

Músculos de la articulación de la cadera

A pesar de que en el ciclo de marcha intervienen las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, los músculos de interés serán los situados en la primera fase, la de apoyo. En esta etapa del ciclo de marcha se registra mayores valores de esfuerzos en la sección proximal del fémur [3]. En la tabla 1.1 se presenta un resumen de los músculos que actúan en la

articulación de la cadera, sus respectivas inserciones en el fémur y la función durante el ciclo de marcha.

Tabla 1.1. Musculatura presente en el ciclo de marcha durante la fase de apoyo. Adaptada de [3], imágenes tomadas de [20].

Músculo	Aductor menor	Aductor mayor	Psoas	Piriforme
Función	Abducción / flexión	Abducción / flexión	Flexión	Rot. externa
% Ciclo	0-10	0-10	30-50	0-50
Zona de inserción				
Músculo	Glúteo mayor	Glúteo medio	Glúteo menor	
Función	Aducción/Extensión	Abducción	Abducción	
% Ciclo	0-50	0-50	0-50	
Zona de inserción				

1.2.2 Construcción de la Malla de Elementos Finitos

Para obtener la malla del modelo de elementos finitos es necesaria una secuencia de pasos, comenzando con la reconstrucción de la superficie del fémur utilizando las informaciones de las TAC para luego finalizar con la discretización. A continuación, se detallan los pasos a seguir.

Imágenes tomográficas

La tomografía axial computarizada o TAC, también conocida como tomografía computarizada (TC), es una prueba diagnóstica que a través del uso de rayos X permite

obtener imágenes radiográficas del interior del organismo en forma de cortes transversales, los cuales obtienen más información que los rayos X convencionales [21].

Se refiere a un procedimiento en el cual se proyecta un haz angosto de rayos X a un paciente y se gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales que son procesadas por la computadora de la máquina para generar “cortes” del cuerpo. Cada vez que la fuente de rayos X completa toda una rotación, la computadora de TC utiliza técnicas matemáticas sofisticadas para construir un corte de imagen 2D del paciente. El formato digital para la adquisición de imágenes diagnósticas más utilizado es DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) [22].

En las TAC cada píxel está asignado a un valor numérico que corresponde a un valor promedio de la atenuación correspondiente del vóxel o unidad de volumen. Utilizando como referencia el valor de atenuación del agua este valor es comparado, conformando así una escala de unidades arbitrarias llamadas unidades Hounsfield, donde el agua tiene un valor de atenuación igual a cero. La escala de Hounsfield tiene un rango de 2.000 valores, en los que cada uno representa el valor de atenuación de un tejido determinado y el negro absoluto es el -1.000 UH (aire) y el blanco absoluto es el +1.000 [23], lo que hace posible distinguir así diferentes tipos de huesos y tejidos en el cuerpo humano como se aprecia en la tabla 1.2.

Tabla 1.2. Valores de atenuación en escala UH para algunos tejidos y componentes del cuerpo humano, tomado de [3].

Tipo de tejido	Valor estándar (UH)	Rango de valores digitalizados (UH)
Hueso compacto	>250	
Hueso trabecular	130±100	
Músculos	45±5	35/50
Grasa	-65±10	-80/ (-100)
Fluidos	Valores estándar (UH)	
Sangre líquida	55±5	
Plasma	27±2	

Segmentación de las imágenes y construcción del volumen

La segmentación es un proceso que consiste en reconstruir la geometría del contorno de cada una de las imágenes tomográficas, ver figura 1.4a. Este procedimiento se realiza en programas especializados para obtener contornos a partir de imágenes, pero no es automático, por lo que es necesario el trabajo manual de reconstrucción para lograr bordes uniformes y regulares.

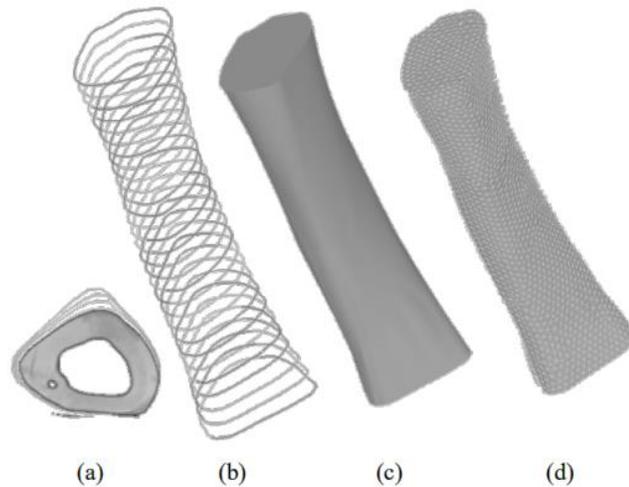


Fig. 1.4. Proceso de segmentación, construcción del volumen y creación de la malla del modelo, (a) segmentación de la superficie externa, (b) modelo de alambre, (c) construcción del volumen, (d) discretización, tomado de [24].

Una vez concluida la segmentación se obtiene un modelo de alambre como se aprecia en la figura 1.4b. Luego se procede a asignar superficies que se adapten a las estructuras de contorno para obtener caras de cada uno de los cortes. Por último, se establecen áreas en los extremos para lograr una superficie cerrada al momento de unir las imágenes tomográficas.

Discretización

Para continuar con el proceso, se debe usar un programa que permita generar el volumen y mallar el modelo obtenido del fémur. Por lo tanto, se usa el programa ANSYS® el cual permite formar volúmenes a partir de las superficies obtenidas (ver figura 1.4c). Después se utiliza el preprocesador del programa para obtener la malla como se aprecia en la figura 1.4d, proceso que se hace de forma automática usando la programación de rutinas

[25]. En este programa se debe asignar el tipo del elemento adecuado para la geometría del hueso y para la simulación de sus propiedades. Este elemento es el SOLID187, un tetraedro de 10 nodos que tiene un comportamiento de desplazamiento cuadrático y es muy adecuado para modelar mallas irregulares [3], ver la figura 1.5.

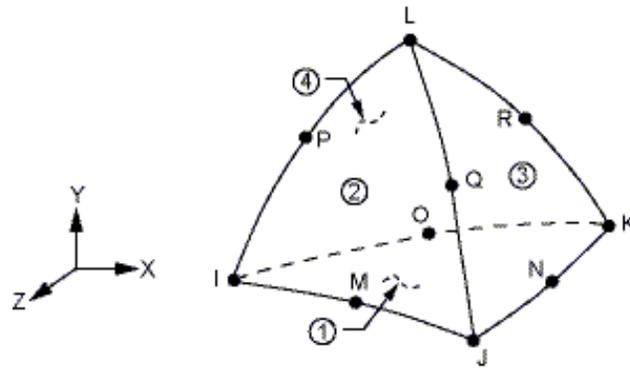


Fig. 1.5. Elemento tetraédrico de 10 nodos SOLID187 de ANSYS® con los 4 nodos principales identificados como I, J, K, L, 6 secundarios como M, N, O, P, Q, R y las caras numeradas del 1 al 4 [26].

El elemento está definido por 10 nodos que tienen tres grados de libertad en cada nodo: traslaciones en las direcciones nodal x , y , y z . El elemento tiene plasticidad, hiperelasticidad, fluencia, rigidez de tensión, gran desviación y grandes capacidades de deformación. También tiene capacidad de formulación mixta para simular deformaciones de materiales elastoplásticos casi incompresibles y materiales hiperelásticos totalmente incompresibles [26].

1.2.3 Determinación de las Propiedades Mecánicas

Las TAC no solo permiten reconstruir la geometría ósea del fémur, también hacen posible estimar las propiedades mecánicas del tejido óseo. Para determinar estas características, es necesario convertir las Unidades Hounsfield de los vóxeles de las imágenes en valores de densidad aparente y estos, a su vez, en valores de módulo de elasticidad y resistencia, entre otras propiedades [3].

Para esta función se considera el programa Gray Values desarrollado por Carmen Müller [27] quien usa como entradas las imágenes tomográficas, la malla que se genera en ANSYS® y la curva de calibración del tomógrafo, siendo esta última obtenida de las

características del equipo utilizado al presentar una correlación lineal entre la densidad aparente y los valores HU de las imágenes [28]. El programa mencionado da como resultados un archivo compuesto por la densidad aparente de cada elemento, para un modelo heterogéneo y personalizado.

Cálculo de las propiedades elásticas y de resistencia

La estimación de las propiedades elásticas del fémur a partir de las densidades calculadas de los elementos es el siguiente paso para llevar a cabo el análisis de esfuerzos y deformaciones. Existen investigaciones como [29, 30, 31] que calculan estas propiedades, determinando un valor de 0,3 para el módulo de Poisson en el tejido óseo y concluyendo que es independiente de la densidad. Por otro lado, estudios publicados establecen que el módulo de elasticidad si depende de la densidad aparente de los elementos. Según el reporte en [32] los autores al realizar una revisión general y descartar los experimentos que consideran no válidos según las condiciones implementadas, normalizan el módulo de elasticidad a una velocidad de deformación referencial de $0,01 \text{ s}^{-1}$ con la formula mostrada en la ecuación (1.1).

$$E_{\text{normal}} = \left(\frac{0,01}{\dot{\epsilon}} \right)^{0,06} * E \quad (1.1)$$

Donde $\dot{\epsilon}$ es la velocidad de deformación experimental, E es el módulo de elasticidad calculado con la relación original de los experimentos analizados y E_{normal} es el módulo de elasticidad normalizado.

En la tabla 1.3 se presentan los datos de Helgason *et al.* [32] ya normalizados, mostrando únicamente los que provienen de ensayos de fémures, además algunas relaciones utilizadas en el programa GrayValues. En dicha tabla se visualiza que a pesar de ser resultados de ensayos semejantes en condiciones experimentales presentan valores diferentes para las variables a y b, siendo algo importante a destacar ya que serán relevantes los efectos de las asignaciones de las propiedades elásticas en el modelado del fémur. Al suponer que se trabaja con un modelo de material heterogéneo e isotrópico es necesario conocer un valor por cada parámetro y elemento [3].

Tabla 1.3. Resumen de las ecuaciones obtenidas del módulo de elasticidad según la densidad a través de ensayos con fémures, tomado de [3].

Tipo de relación	Autor	Año	Tejido	a	b	ρ mín (g/cm ³)	ρ máx (g/cm ³)
Exponencial (E= ap ^b) normalizada	Carter y Hayes	1977	T + C	2,875	3,0	0,07	2,00
	Lotz <i>et al.</i>	1990	T	1,226	1,40	0,18	0,95
	Keller	1994	T + C	2,671	2,29	0,17	2,20
	Morgan <i>et al.</i>	2003	T	6,22	1,49	0,26	0,75
Lineal (E=ap+b) normalizada	Lotz <i>et al.</i>	1991	C	12,95	-12,19	1,20	1,85
	Li y Aspden	1997	T + C	0,6124	-0,0100	0,14	1,40
	Ciarelli <i>et al.</i>	2000	C	4,189	-0,637	0,27	0,72
Exponencial (E= ap ^b) sin normalizar	Beaupre	1990	T	2,014	2,5	0,10	1,20
	Beaupre	1990	C	1,763	3,2	1,20	2,00
	Wirtz	2000	T	1,904	1,64	0,10	1,20
	Wirtz	2000	C	2,065	3,09	1,20	2,00

Nota: Los caracteres T y C indican tejido trabecular y cortical, respectivamente; ρ mín y ρ máx señalan el rango de las densidades aparentes utilizadas en el ajuste de las ecuaciones. Introduciendo ρ en g/cm³ se obtiene E en GPa. Las ecuaciones normalizadas se calcularon con datos de Helgason *et al.* [32], las no normalizadas se tomaron de GrayValues, con fines comparativos.

En el caso de estimar dichas propiedades para un modelo de material ortotrópico es necesario determinar nueve parámetros: tres módulos de elasticidad, tres módulos de corte y los tres coeficientes de Poisson, para este caso se determinan los parámetros principales y se estiman a través de correlaciones experimentales los parámetros necesarios [29, 33].

Continuando con el cálculo de las propiedades, ahora es necesario determinar las propiedades de resistencia del tejido óseo. Los parámetros de esfuerzo o deformación serán necesarios según el criterio de falla a estudiar, además del modelo de material que se quiera analizar. Si se trata de un modelo isotrópico simétrico, es decir que sus propiedades a tracción o compresión tienen el mismo valor, es necesario solo una propiedad. En contraste, si se trata de un material que precisa propiedades distintas a tracción y compresión, se denomina asimétrico.

Sin embargo, si se trata de un modelo ortotrópico sería necesario incluso resistencias al corte, elevando el número de parámetros hasta en 12. En consecuencia, se tendrán propiedades de resistencia del tejido óseo con base en el esfuerzo y la deformación, las cuales

serán denominadas esfuerzo límite y deformación límite, respectivamente [3]. La ecuación (1.2) determina el esfuerzo límite según correlaciones análogas al módulo de elasticidad según el autor en [30].

$$S = 34,1 \rho^{2,03} \quad (1.2)$$

Donde S es la resistencia a la compresión en MPa, y ρ es la densidad aparente en g/cm^3 .

Por último, para estimar la deformación límite del fémur se opta por usar los valores fijos para el tejido cortical y trabecular, así como para las deformaciones a tracción y a compresión que presenta Bayraktar *et al.* en [6], ya que el autor establece que esta propiedad de resistencia es independiente de la densidad aparente de los elementos.

1.3 TEORÍAS DE FALLA UTILIZADAS EN EL MODELADO DEL FÉMUR

Las teorías de falla se usan si un experimento no puede analizar todos los estados de esfuerzos posibles de un componente. Los componentes están sujetos normalmente a esfuerzos multiaxiales que inducen a un estado de esfuerzo bidimensional o tridimensional. Puede haber hasta tres esfuerzos normales y tres esfuerzos de corte (componentes de una matriz de esfuerzo) de manera simultánea en un componente. Las ecuaciones de los criterios de falla a continuación se expresan en función del índice de falla IF para establecer la predicción de la fractura, siendo entonces que valores iguales o superiores a uno indican la falla [3].

Teoría del esfuerzo principal máximo (EPM)

Establece que en un material sometido a un estado de esfuerzos principales se genera fluencia cuando cualquiera de los esfuerzos principales alcanza el valor límite de resistencia del material. La teoría EPM se recomienda para materiales frágiles, esto es, aquellos materiales que presentan bajos niveles de deformación plástica antes de alcanzar la condición de rotura.

La ecuación (1.3) está adaptada según la asimetría en la resistencia del tejido a compresión y tracción.

$$\sigma_{\max} = \begin{cases} \sigma_1 & \text{si } |\sigma_1| \geq |\sigma_3| \\ \sigma_3 & \text{si } |\sigma_1| < |\sigma_3| \end{cases} \quad S = \begin{cases} S^{\text{TR}} & \text{si } \sigma_{\max} \geq 0 \\ S^{\text{CO}} & \text{si } \sigma_{\max} < 0 \end{cases} \quad \text{IF} = \frac{|\sigma_{\text{vm}}|}{S} \quad (1.3)$$

Donde σ_1 y σ_3 son los esfuerzos principales máximo y mínimo, respectivamente, y S^{TR} y S^{CO} son los esfuerzos límite a tracción y compresión. Con esta implementación se asegura el uso de la resistencia a la tracción si los esfuerzos son predominantemente positivos, y a la compresión si son negativos.

Teoría de la energía de distorsión (EVM)

La teoría de la energía de distorsión, generalmente aplicada a materiales dúctiles, anticipa que la falla causada por fluencia ocurre cuando la energía de distorsión total en un volumen unitario iguala o excede el valor de la energía de distorsión en el mismo volumen correspondiente a la resistencia de fluencia en tensión, o bien en compresión. La ecuación (1.4) representa matemáticamente el criterio de falla.

$$\sigma_{\text{vm}} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3} \quad \text{IF} = \frac{|\sigma_{\text{vm}}|}{S} \quad (1.4)$$

Donde σ_i son los esfuerzos principales y S es el esfuerzo límite, independientemente de que la falla ocurra a tracción o a compresión.

Teoría de Tsai - Wu (TWI, TWR)

Para materiales con comportamiento dúctil anisotrópico, las teorías de Tsai-Wu podrían ser útiles para cargas que predominan en cortante o compresión, además, esta teoría concuerda mejor con los datos experimentales disponibles, siendo altamente usada para materiales compuestos.

Este criterio tiene en cuenta las diferencias entre la resistencia a la tracción y la de compresión y calcula el índice de falla de dos formas: el primero se denomina índice de resistencias TWI y se muestra en la ecuación (1.5), utilizando la ecuación de la teoría directamente [3].

$$A = \frac{\sigma_x^2}{S_1^{TR} S_1^{CO}} + \frac{\sigma_y^2}{S_2^{TR} S_2^{CO}} + \frac{\sigma_z^2}{S_3^{TR} S_3^{CO}} + \frac{\tau_{xy}^2}{S_{12}^2} + \frac{\tau_{xz}^2}{S_{13}^2} + \frac{\tau_{yz}^2}{S_{23}^2} + F_{12} \sigma_x \sigma_y + F_{13} \sigma_x \sigma_z + F_{23} \sigma_y \sigma_z$$

$$B = \sigma_x \left(\frac{1}{S_1^{TR}} - \frac{1}{S_1^{CO}} \right) + \sigma_y \left(\frac{1}{S_2^{TR}} - \frac{1}{S_2^{CO}} \right) + \sigma_z \left(\frac{1}{S_3^{TR}} - \frac{1}{S_3^{CO}} \right); \quad IF = A + B \quad (1.5)$$

Donde $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ son los esfuerzos normales y cortantes en el punto de análisis; S_i^{TR} y S_i^{CO} , con $i = 1, 2, 3$ son los esfuerzos límites normales a la tracción y a la compresión, respectivamente, en las direcciones de ortotropía; S_{12}, S_{13} y S_{23} son los esfuerzos límite al corte en los planos normales a los ejes de ortotropía, y F_{12}, F_{13} y F_{23} son factores de interacción.

Por otro lado, está la forma TWR donde es posible calcular su índice de falla determinando su razón de resistencias (RR) como se muestra en la ecuación (1.6).

$$RR = -\frac{B}{2A} + \sqrt{\left(\frac{B}{2A}\right)^2 + \frac{1}{A}} \quad IF = \frac{1}{RR} \quad (1.6)$$

Donde A y B son los parámetros ya establecidos en la ecuación (1.3).

Teoría de la deformación principal máxima (DPM)

Esta teoría señala que ocurre la fluencia cuando la mayor de las tres deformaciones principales se hace igual a la deformación correspondiente a la deformación límite de fluencia. La ecuación (1.7) se muestra como isotrópica y asimétrica, con base en las mismas justificaciones que la teoría EPM.

$$\mathcal{E}_{\max} = \begin{cases} \mathcal{E}_1 & \text{si } |\mathcal{E}_1| \geq |\mathcal{E}_3| \\ \mathcal{E}_3 & \text{si } |\mathcal{E}_1| < |\mathcal{E}_3| \end{cases} \quad e = \begin{cases} e^{TR} & \text{si } \mathcal{E}_{\max} \geq 0 \\ e^{CO} & \text{si } \mathcal{E}_{\max} < 0 \end{cases} \quad IF = \frac{|\mathcal{E}_{\max}|}{e} \quad (1.7)$$

Donde \mathcal{E}_1 y \mathcal{E}_3 son las deformaciones principales máxima (más positiva) y mínima (más negativa), respectivamente, e^{TR} y e^{CO} son las deformaciones límite a la tracción y a la compresión, respectivamente.

Teoría de la deformación equivalente de von Mises (DVM)

Este es un criterio de fractura válido para materiales frágiles y cuasi frágiles, pero también para materiales dúctiles como primera aproximación para una estimación rápida. Los criterios basados en la deformación generalmente se usan en relación con la fatiga de ciclos bajos [34]. La ecuación (1.8) muestra la deformación equivalente y el índice de falla.

$$\varepsilon_{vm} = \frac{1}{\sqrt{2}(1 + \nu')} \cdot \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad \text{IF} = \frac{\varepsilon_{vm}}{e} \quad (1.8)$$

Donde ε_1 , ε_2 y ε_3 son las deformaciones principales, e es la deformación límite y ν' es la relación de Poisson efectiva.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍAS PARA LA SIMULACIÓN DE LA FALLA

En este capítulo se explican los métodos y pasos desarrollados para el cálculo de la fractura del fémur, principalmente la carga necesaria para producir la fractura y el lugar geométrico de inicio de esta. Se detallan las condiciones de borde del modelo de EF necesarias para efectuar los cálculos, tomándose de los experimentos encontrados en la literatura, que luego servirán para validar los resultados obtenidos en las simulaciones. La metodología expuesta en este capítulo está afín con la presentada por Ciaccia en [3].

La simulación de un modelo de EF de un material elástico frágil, como el tejido óseo, debe considerar varias características importantes, como sus propiedades mecánicas y la variación de éstas con la dirección, es decir, su simetría material [3, p. 40]. Determinar una simetría material lo más cercana posible a la realidad permite que la simulación obtenga mayor exactitud en sus resultados. Por esta razón, se decide desarrollar un modelo de EF basado en el trabajo de San Antonio [24], el cual usa un modelo de material con ortotropía en las propiedades elásticas del tejido óseo, orientadas según las direcciones de los esfuerzos principales, en conformidad con las interpretaciones modernas de la teoría de Julius Wolff.

La configuración de la simulación de EF necesita establecer los aspectos relevantes del modelo a emplear, por lo tanto, es necesario definir las siguientes características:

- Tipo de elemento finito: establece los fenómenos físicos que pueden simularse, como elasticidad, plasticidad, grandes desplazamientos, entre otras.
- Malla: está compuesta por los elementos finitos y definida por las coordenadas de los nodos y la conectividad entre los mismos, describe la forma, tamaño y topología del objeto simulado.

- Modelo de material y condiciones de borde: determinan la respuesta de la malla.

El modelo de elementos finitos desarrollado para esta investigación tiene estas características, permitiéndole obtener la distribución de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos. Sin embargo, no cumple las condiciones para calcular la falla del modelo, razón por la que es necesario añadir al modelo de EF las propiedades de resistencia del tejido óseo y al menos un criterio de falla.

2.1 MODELO BASE DE ELEMENTOS FINITOS

El modelo requerido para esta investigación se desarrolló a partir de 155 tomografías adquiridas a intervalos de 1 mm, de 256 x 256 píxeles, siendo el tamaño del píxel de 0,48 mm * 0,48 mm. Las informaciones provienen de las TAC del fémur izquierdo de un hombre de 38 años, 1,77 m de estatura y 95 kg de masa, sin enfermedades óseas previas. La segmentación se realizó con la versión de prueba del software Dragonfly¹, permitiendo reconstruir la geometría ósea externa a partir de las imágenes tomográficas. La construcción de mallas superficiales de elementos triangulares con tamaño de arista variable entre 1,8 mm y 5,0 mm fue posible en el mismo programa ya mencionado. Para obtener las mallas volumétricas de EF se exportó las mallas superficiales al programa ANSYS®, asignándoles un elemento tetraédrico de 10 nodos, el SOLID187. Cada elemento de la malla de EF toma un valor de Unidades Hounsfield (UH) que serán transformados en densidad aparente (ρ) utilizando la curva de calibración del tomógrafo, ecuación (2.1) y el programa GrayValues [3].

$$\rho = 7,986 \cdot 10^{-4}(UH) - 0,1967 \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right] \quad (2.1)$$

En estudios previos sobre métodos de ponderación de densidad se determina que la densidad aparente del hueso tiene un mejor comportamiento si se realiza un promedio en cuatro puntos de Gauss del elemento, obteniéndose la densidad aparente con la ecuación (2.2) [3].

¹<http://www.theobjects.com/dragonfly/index.html>

$$\rho = \frac{\int_V \rho(x, y, z) dv}{V} \cong \frac{\sum_{i=1}^4 w_i \rho_{pg}(\zeta_i, \eta_i, \xi_i) \det J(\zeta_i, \eta_i, \xi_i)}{\sum_{i=1}^4 w_i \det J(\zeta_i, \eta_i, \xi_i)} \quad (2.2)$$

Donde ρ es la densidad aparente promedio del elemento, V es el volumen del elemento, (x, y, z) son las coordenadas en el sistema de referencia del tomógrafo, (ζ_i, η_i, ξ_i) son las coordenadas del punto de Gauss en el sistema de referencia del elemento, w_i es el factor de ponderación de la integración numérica gaussiana, ρ_{pg} es la densidad aparente en el punto de Gauss, y J representa el jacobiano de la transformación [3].

Usando la ecuación (2.2), se obtienen valores de la distribución de densidad aparente promedio entre 0,669 y 1,979 g/cm³. La densidad de cada elemento hace posible separar los tres tipos de tejidos que comprende el modelo EF construido. Esta distinción se realiza bajo los siguientes parámetros:

- médula: $\rho < 0,9$ g/cm³
- hueso trabecular: $0,9 \leq \rho < 1,2$ g/cm³.
- hueso cortical: $\rho \geq 1,2$ g/cm³

Una vez clasificados los tejidos es posible asignar el tipo de material y sus características. Como considera el autor en [3], el tejido trabecular se modeló como ortotrópico, con el módulo de elasticidad mayor (E_3) utilizando los valores medios de la fórmula de Keller [30] y las proporciones de Yang *et al.* [33]. El tejido cortical se modeló como transversalmente isotrópico, con E_3 siguiendo la misma ecuación de [30], pero con las proporciones de Dong y Guo [29].

También se establece la médula como un material incompresible, homogéneo e isotrópico con un módulo de Young de 1 GPa y una relación de Poisson de 0,49 [35]. En la tabla 2.1, se muestra un resumen de las ecuaciones utilizadas que relacionan las constantes elásticas con la densidad aparente.

Tabla 2.1. Ecuaciones utilizadas que relacionan las constantes elásticas con la densidad aparente para los materiales ortotrópicos del modelo de EF [3], adaptada de [24].

Hueso trabecular, ortotrópico $0,9 \leq \rho < 1,2 \text{ g/cm}^3$		Hueso cortical, transversalmente isotrópico $\rho \geq 1,2 \text{ g/cm}^3$	
Propiedades	Fuente	Propiedades	Fuente
$E_3 = 2,671 \rho^{2,29}$	[30]	$E_3 = 2,671 \rho^{2,29}$	[30]
$E_1 / E_3 = 0,47 \rho^{0,12}$			
$E_2 / E_3 = 0,76 \rho^{0,09}$			
$G_{12} / E_3 = 0,26 \rho^{0,24}$		$E_p / E_3 = 0,57$	
$G_{23} / E_3 = 0,29 \rho^{0,17}$		$G_p / E_3 = 0,20$	
$G_{31} / E_3 = 0,45 \rho^{0,18}$	[33]	$G_{3p} / E_p = 0,29$	[29]
$\nu_{12} = 0,27 \rho^{-0,09}$		$\nu_{3p} = 0,37$	
$\nu_{23} = 0,14 \rho^{-0,07}$			
$\nu_{31} = 0,14 \rho^{-0,16}$			

Nota: Los subíndices 1 a 3 corresponden a las propiedades de menor a mayor valor respectivamente, el subíndice p indica el plano isotrópico, ρ es la densidad aparente (g/cm^3), E es el módulo de Young [MPa], G es el módulo de corte (MPa) y ν es el coeficiente de Poisson. La simetría material transversalmente isotrópica es un caso particular de ortotropía, de allí que se consideren ambos modelos como ortotrópicos.

El material isotrópico se construyó asignando las propiedades correspondientes a cada elemento de la malla seleccionada. Sin embargo, para el modelado del material ortotrópico debe considerarse el sistema de referencia de cada elemento, para que este quede alineado con las direcciones de ortotropía del material. Para la malla creada en este trabajo se usan los mismos parámetros que en [3], por tanto, se realiza una adaptación del método bidimensional de [17], determinando que las orientaciones de ortotropía de cada elemento del modelo son más rígidas en las direcciones de los mayores esfuerzos principales, como lo determina la ley de Wolf.

Para establecer las condiciones de borde del modelo es de interés el ciclo de marcha al ser la actividad más frecuente del ser humano. Se considera que los estados de carga predominantes para el fémur se centran en la etapa de apoyo, específicamente al 10 %, 30 %

y 45 % de la caminata. Por lo tanto, se configura un ciclo completo de cargas, no solo la fuerza de contacto de la cadera sino también la acción de los 7 músculos presentes en la marcha para lograr simular las condiciones naturales del fémur. Un resumen se presenta en la tabla 2.2, mostrando las direcciones y magnitudes de todas las fuerzas tomadas de Bitsakos *et al.* [36] y convertidas al sistema de referencia del modelo. Para establecer las áreas de inserción de cada uno de los músculos se realizó un trabajo manual de selección de los nodos en el modelo de EF que coincidan con la anatomía del hueso.

Tabla 2.2. Valores de fuerzas (N) del contacto de la cadera y los siete músculos que interactúan en el ciclo de marcha en 3 momentos diferentes considerados en Bitsakos *et al.* [36], tomada de [3].

Músculo	10%			30%			45%		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Glúteo mayor	103,9	-213,9	334,9	36,3	-200,3	244,0	12,8	-201,4	203,8
Glúteo medio	152,5	-118,4	260,0	70,9	-146,6	220,3	55,1	-255,6	297,8
Glúteo menor	36,1	-28,3	35,5	41,4	-75,2	38,0	29,1	-100,3	22,4
Psoas	0,0	0,0	0,0	58,2	41,5	60,8	133,6	89,2	158,5
Piriforme	22,2	-77,0	35,5	14,6	-128,2	38,0	6,0	-130,7	22,4
Aductor mayor	24,1	-78,3	172,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Aductor menor	43,8	-41,8	36,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Contacto de la cadera	-823,1	470,2	-1.722,5	-699,5	561,7	-2.056,9	-531,6	376,9	-2.868,7

Puesto que puede existir movimiento de cuerpo libre, los desplazamientos de todos los nodos en el extremo distal de la malla se restringieron. Una vez finalizadas las condiciones de borde se realizaron las simulaciones de la malla en el programa ANSYS®, para cada caso de carga específico del ciclo de marcha y se almacenó los esfuerzos principales calculados. Acto seguido se efectuó una comparación de estos esfuerzos en cada uno de los elementos de la malla y se seleccionó la triada de esfuerzos σ_1 , σ_2 , σ_3 con el mayor valor absoluto del esfuerzo principal máximo y se determinó las direcciones correspondientes.

Es importante coincidir las direcciones calculadas con las orientaciones de los sistemas de referencia de los elementos en ANSYS®, por lo tanto, fue necesario hacer ciertas

modificaciones a estas. Así se logró obtener el modelo con sus propiedades de ortotropía en las orientaciones naturales del fémur.

2.2 METODOLOGÍA PARA EL CÁLCULO DE LA FALLA DEL FÉMUR

Asignar propiedades de resistencia ortotrópica al modelo para simular la falla del hueso es una tarea compleja debido a que debe considerarse no solo la simetría material del modelo sino también el criterio de falla a evaluar para tener resultados aceptables. Para lograr predecir la falla del modelo es importante decidir si se realiza el análisis por deformaciones o por esfuerzos. Una vez concluida esta fase, es necesario determinar el tipo de criterio de falla que se empleará y con relación a este, establecer cuál será la simetría material del modelo que se usará. Este conjunto de parámetros será denominado modelo de falla, siendo la unión de un criterio de falla específico con un tipo de material asignado, permitiendo que cada combinación arroje resultados de simulación de acuerdo con las características específicas del modelo.

Una vez fijado el modelo base de EF y calculados los esfuerzos y deformaciones, el tiempo necesario para determinar las resistencias e índices de falla es relativamente corto, por tanto, es posible aplicar varios modelos de falla a la vez. Así, se tiene una mejor apreciación al momento de comparar los resultados obtenidos de las simulaciones entre sí y los hallados en la literatura. Por consiguiente, será posible determinar cuál modelo de falla actúa de igual manera con los experimentos de fractura del fémur encontrados.

2.2.1 Selección de Criterios de Falla

Del conjunto de teorías de falla que han sido usadas en distintas investigaciones para el modelado del fémur, para este trabajo se consideran las que expone Ciaccia [3] siendo las siguientes: esfuerzo principal máximo (EPM), deformación principal máxima (DPM), von Mises – Hencky (EVM), Tsai – Wu, índices y razón de resistencias (TWI y TWR). Además, se incluye el criterio de la deformación equivalente de von Mises (DVM), con las siguientes especificaciones en las teorías:

- La teoría EVM no considera la diferencia que presenta el tejido óseo de resistencias distintas para tracción y compresión. Si se usara esta teoría de falla solo considerando resistencia a la tracción o a la compresión, su IF podría ser incorrecto. Por tanto, es necesario modificar el criterio de falla, seleccionando el esfuerzo límite a tracción o a compresión como en la teoría EPM y usando la ecuación 2.3, se calcula el IF con el esfuerzo equivalente de von Mises – Hencky.

$$\sigma_{\max} = \begin{cases} \sigma_1 & \text{si } |\sigma_1| \geq |\sigma_3| \\ \sigma_3 & \text{si } |\sigma_1| < |\sigma_3| \end{cases} \quad S = \begin{cases} S^{\text{TR}} & \text{si } \sigma_{\max} \geq 0 \\ S^{\text{CO}} & \text{si } \sigma_{\max} < 0 \end{cases}$$

$$\sigma_{\text{vm}} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3} \quad \text{IF} = \frac{\sigma_{\text{vm}}}{S} \quad (2.3)$$

Donde S^{TR} y S^{CO} son los esfuerzos límite a tracción y a compresión, respectivamente. Con esta implementación se asegura el uso de la resistencia a la tracción si los esfuerzos son predominantemente positivos, y a la compresión si son negativos.

- Se resume en la ecuación (2.4) el criterio DVM con las mismas modificaciones que la teoría EVM.

$$\varepsilon_{\max} = \begin{cases} \varepsilon_1 & \text{si } |\varepsilon_1| \geq |\varepsilon_3| \\ \varepsilon_3 & \text{si } |\varepsilon_1| < |\varepsilon_3| \end{cases} \quad e = \begin{cases} e^{\text{TR}} & \text{si } \varepsilon_{\max} \geq 0 \\ e^{\text{CO}} & \text{si } \varepsilon_{\max} < 0 \end{cases} \quad (2.4)$$

$$\varepsilon_{\text{vm}} = \frac{1}{\sqrt{2}(1 + \nu')} \cdot \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad \text{IF} = \frac{\varepsilon_{\text{vm}}}{S}$$

Donde e^{TR} y e^{CO} son las deformaciones límite a tracción y a compresión, respectivamente y ν' es la relación de Poisson efectiva.

- Las dos versiones de Tsai - Wu se incluyeron porque es el único criterio que permite utilizar una simetría material en las propiedades de resistencia acorde con la de las

propiedades elásticas (ortotrópicas). En esta investigación se asignan valores diferentes a cero a los parámetros de interacción F_{12} , F_{13} y F_{23} .

2.2.2 Modelos de Material y Propiedades de Resistencia del Tejido Óseo

A pesar de que a los tejidos vivos se les reconoce como viscoelásticos, para estas simulaciones de la sección proximal del fémur, el tejido se modela como un material elástico hasta que se produzca una fractura frágil. Por tanto, su relación esfuerzo-deformación será lineal hasta el momento de falla o rotura. Con esta consideración, las propiedades presentes en la literatura obtenidas por rotura de huesos a través de ensayos serán usadas en esta investigación. Se puede encontrar una gran variedad de trabajos experimentales para el cálculo de propiedades elásticas del tejido óseo, siendo que no ocurre lo mismo con la estimación de las propiedades de resistencias.

De las teorías de falla basadas en esfuerzos, el que requiere mayor cantidad de propiedades es el criterio de Tsai – Wu, el cual precisa de tres esfuerzos límite normales a tracción y tres a compresión, tres esfuerzos límite cortantes y tres factores de interacción que tomarán valores diferentes de cero. En contraste, la teoría DPM al ser isotrópica necesita solo la deformación límite principal a tracción y a compresión.

De igual forma que con las propiedades elásticas, en el caso de un modelo material ortotrópico de resistencias se establece como dirección principal con subíndice 3, a quien presenta los valores máximos, y como secundarias las direcciones restantes, con los subíndices 1 y 2.

Estimación de las resistencias principales S_3 y e_3

Para establecer el esfuerzo límite a compresión se considera el trabajo de Keller [30] por la gran cantidad de muestras utilizadas y la configuración de varios modelos de cálculo para las diferentes secciones del tejido óseo. La ecuación (2.5) representa matemáticamente los datos experimentales obtenidos de los fémures en la investigación [3].

$$S_3^{CO} = 34,5 \cdot \rho^{2,03} \quad (2.5)$$

Donde S_3^{CO} es el esfuerzo límite a la compresión en la dirección de mayor resistencia del hueso, en MPa, y ρ es la densidad aparente en g/cm^3 . Este modelo se puede usar en todo el rango de densidad aparente ya que no hace distinción entre tejido cortical y trabecular.

Para el cálculo del esfuerzo límite a la tracción se toman como referencia los artículos de Schileo *et al.* [7] y de Bayraktar *et al.* [6]. En estos trabajos se calculan estos valores como un porcentaje de la resistencia a la compresión, considerando que el esfuerzo límite a tracción es menor que a compresión en el tejido óseo. De igual manera que en las propiedades elásticas, se clasifica el tejido de acuerdo con su densidad aparente promedio y se asignan los valores como se muestra en la ecuación (2.6).

$$S_3^{TR} = \begin{cases} 0,62 \cdot S_3^{CO} & \text{trabecular} \\ 0,80 \cdot S_3^{CO} & \text{cortical} \end{cases} \quad (2.6)$$

Donde S_3^{TR} es la resistencia a la tracción y se calcula según el tipo de tejido.

Las deformaciones límites a tracción y a compresión se toman de Bayraktar *et al.* [6] ya que el autor es el primero en obtener estos datos experimentalmente, tanto del tejido cortical como del trabecular. En la ecuación (2.7) se muestran estas estimaciones.

$$e_3^{TR} = \begin{cases} 0,0062 & \text{trabecular} \\ 0,0073 & \text{cortical} \end{cases} \quad (2.7)$$

$$e_3^{CO} = \begin{cases} 0,0104 & \text{trabecular} \\ 0,0122 & \text{cortical} \end{cases}$$

Donde e_3^{TR} y e_3^{CO} son las deformaciones límite a tracción y a compresión, respectivamente, en la dirección de mayor resistencia del hueso. Una característica importante de estas propiedades es su independencia de la densidad aparente, a diferencia del módulo de elasticidad (E) y el esfuerzo límite (S).

Estimación de las resistencias secundarias

Para las propiedades de resistencias secundarias del tejido óseo se establece como modelo el trabajo de Tellache *et al.* [8], el cual realiza la estimación de estos datos con base

en información experimental adquirida por Pithioux *et al.* [37] mediante técnicas de ultrasonido. Se obtienen estas propiedades como una correlación con las resistencias en la dirección principal, pertenecientes a un material transversalmente isotrópico, ecuación (2.8).

$$\begin{aligned} S_1^{\text{CO}} = S_2^{\text{CO}} &= 0,6 \cdot S_3^{\text{CO}} & S_3^{\text{TR}} &= 0,5 \cdot S_3^{\text{CO}} \\ S_1^{\text{TR}} = S_2^{\text{TR}} &= 0,6 \cdot S_3^{\text{TR}} & S_{ij} &= 0,25 \cdot S_i^{\text{CO}} \quad i = 1,2,3 \end{aligned} \quad (2.8)$$

Donde S_1 y S_2 son los esfuerzos normales límites en el plano de isotropía, S_{ij} son los esfuerzos cortantes límite y los superíndices TR y CO indican tracción y compresión, respectivamente.

Con relación a la ecuación (2.8) cabe recalcar sus limitaciones: Tellache *et al.* [8] aplican las relaciones encontradas por [37] a un fémur humano sin considerar que el trabajo de este autor fue desarrollado en huesos bovinos y sus estimaciones se calcularon para las propiedades elásticas del tejido cortical.

El autor en [8] modela el tejido trabecular como isotrópico y el cortical como transversalmente isotrópico, además, para complementar las propiedades de resistencia que [37] no muestra, asume que las proporciones entre estas son las mismas que se usan para las propiedades elásticas, obteniendo así la ecuación (2.8) [3].

Al no disponer de más información relacionada con estas propiedades, esta investigación opta por las mismas consideraciones que el autor en [3], por lo tanto, se usarán las relaciones de elasticidad mostradas en la tabla 2.1 adaptadas a las resistencias. Por otro lado, la ecuación (2.6) suplirá a la relación $S^{\text{TR}}/S^{\text{CO}} = 0,5$ mostrada en (2.7).

A continuación, se presenta un resumen de las ecuaciones a emplear con todos los criterios de falla basados en esfuerzos, ver tabla 2.3.

Tabla 2.3. Relaciones entre los esfuerzos límite y la densidad aparente para los modelos de material ortotrópico a ser integrados con los criterios de falla basados en esfuerzos, adaptado de [3].

Hueso trabecular, ortotrópico $0,9 \leq \rho < 1,2 \text{ g/cm}^3$		Hueso cortical, transversalmente isotrópico $\rho > 1,2 \text{ g/cm}^3$	
Propiedades	Fuente	Propiedades	Fuente
$S_3^{CO} = 34,5 \cdot \rho^{2,03}$	[30]	$S_3^{CO} = 34,5 \cdot \rho^{2,03}$	[30]
$S_3^{TR} = 0,62 \cdot S_3^{CO}$	[6]	$S_3^{TR} = 0,62 \cdot S_3^{CO}$	[7]
$S_1 / S_3 = 0,47 \rho^{0,12}$		$S_1 / S_3 = 0,57$	
$S_2 / S_3 = 0,76 \rho^{0,09}$		$S_2 / S_3 = 0,57$	
$S_{12} / S_3 = 0,26 \rho^{0,24}$	[33]	$S_{12} / S_3 = 0,20$	[29]
$S_{23} / S_3 = 0,29 \rho^{0,17}$		$S_{23} / S_3 = 0,29$	
$S_{13} / S_3 = 0,45 \rho^{0,18}$		$S_{13} / S_3 = 0,29$	

Nota: Los subíndices 1 a 3 corresponden a las propiedades de menor a mayor valor respectivamente, ρ es la densidad aparente (g/cm^3), S_i y S_{ij} son los esfuerzos límite normales y cortantes, respectivamente (MPa). La simetría material transversalmente isotrópica es un caso particular de ortotropía, de allí que se consideren ambos modelos como ortotrópicos.

Estimación de los parámetros de interacción F_{12} , F_{13} y F_{23} diferentes de cero para aplicar en la teoría de Tsai-Wu

Para determinar F_{12} se analizaron las ecuaciones planteadas por Li *et al.* [38] expresadas en la ecuación (2.9). Esta investigación emplea varios escenarios para lograr determinar el coeficiente de interacción y se asume que $F_{13} = F_{12}$ por isotropía transversal. Conjuntamente establece que el parámetro adimensional δ es una propiedad importante del material definida completamente por las propiedades de resistencia del material y debe ser no negativo para producir un valor real para k .

$$F_{12} = \pm \frac{1}{2} k \sqrt{F_{11} F_{22}} \quad (2.9)$$

$$k = \sqrt{\delta} \geq 0 \quad \delta = 4 - \frac{S_2^{TR} - S_2^{CO}}{(S_{12})^2} \quad F_{11} = \frac{1}{S_3^{TR} S_3^{CO}} \quad F_{22} = \frac{1}{S_2^{TR} S_2^{CO}}$$

Donde S_{12} representa el esfuerzo cortante límite, S_2^{TR} y S_2^{CO} son los esfuerzos normales límites a tracción y compresión, respectivamente y, S_3^{TR} y S_3^{CO} son las resistencias a la tracción y compresión.

El artículo analiza que se presentan implicaciones significativas en la naturaleza de la envolvente de falla si este parámetro δ se vuelve negativo ya que no se podrá determinar un valor real para el coeficiente de interacción F_{12} , lo que ocasiona que cualquier elección del valor de F_{12} dé como resultado un escenario de resistencia infinita bajo estados de tensión distintos de la compresión triaxial. Si se elige el valor de F_{12} de modo que $F_{12}^2 \geq F_{11}F_{22}$, los loci de falla en el plano $\sigma_1 - \sigma_2$ estarán abiertos, ya sea como una parábola o una hipérbola. Alternativamente, si se determina con $F_{12}^2 < F_{11}F_{22}$, para mantener cerrado el lugar de falla en el plano $\sigma_1 - \sigma_2$, es decir, la elipse como se muestra en la Fig. 2.1, son inevitables fuerzas infinitas bajo esfuerzos triaxiales en un número infinito de relaciones de esfuerzos lo que desafía directamente la aplicabilidad del criterio Tsai-Wu a esta categoría de materiales [38].

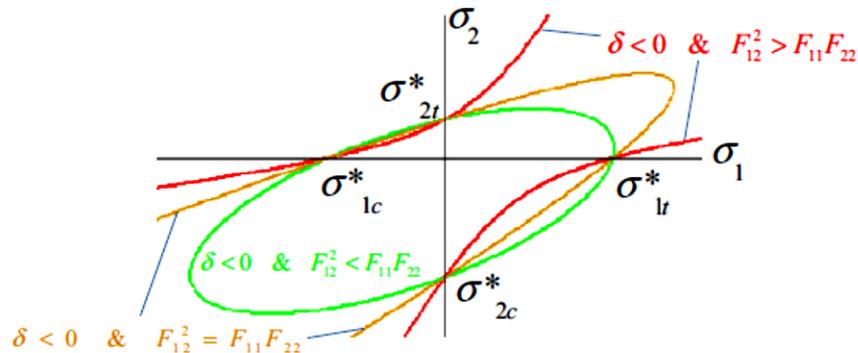


Fig. 2.1 Loci de falla en el plano $\sigma_1 - \sigma_2$ para diferentes rangos de F_{12} , tomada de [38].

Por otra parte, se plantea que el coeficiente de interacción F_{23} se calcula con la ecuación (2.10) como se indica a continuación, debido al comportamiento transversal isotrópico de los distintos materiales compuestos analizados por los investigadores [38].

$$F_{23} = F_{22} - \frac{1}{2} * F_{44} \quad F_{44} = \frac{1}{(S_{12})^2} \quad (2.10)$$

2.2.3 Modelos de Falla

Considerando cada criterio de falla con la simetría material que se utiliza se obtiene un modelo de falla diferente según la configuración que se use, facilitando la interpretación de resultados en cada simulación. En la tabla 2.4 se expone un resumen de los distintos modelos de falla nominados, sus características y las capacidades del modelado.

Tabla 2.4. Características de los modelos de falla, adaptada de [3].

Nombre	Modelo de material	Criterio de falla	Capacidades de modelado		
			Asimetría de resistencias	Diferentes tejidos ¹	Simetría material ²
KEPM	[30]	EPM	Si	No	Isotrópico
KEVM	[30]	EVM	Si, ec. (2.3)	No	Isotrópico
KTWI	[30]	TWI	Si	No	Ortotrópico
KTWR	[30]	TWR	Si	No	Ortotrópico
BDPM	[6]	DPM	Si	Si	Isotrópico
BDVM	[6]	DVM	Si, ec. (2.4)	Si	Isotrópico

Nota: El superíndice 1 indica si se utilizan modelos de material distintos para los tejidos trabecular y cortical; el superíndice 2 hace referencia a las propiedades de resistencia.

2.3 METODOLOGÍA PARA LA APLICACIÓN DE LOS MODELOS DE FALLA EN LAS SIMULACIONES DE EF

Los parámetros establecidos y las condiciones en este trabajo pueden implementarse de dos maneras: siendo un caso de aplicación clínica, o tomando el camino de una investigación numérico-experimental. Este trabajo considera la primera opción, al tomar los datos de una tomografía de una persona viva y construyendo un modelo EF con base en una situación en particular, por ejemplo, una caída específica. Se establece el lugar de inicio de fractura y se predice el valor de la carga necesaria para que ocurra el evento. En este caso, se toma ventaja de la linealidad del modelo y se asigna una carga P de magnitud conocida a la simulación, dando como resultado un IF determinado. Por tanto, utilizando la ecuación (2.11) se obtiene el valor requerido. En el segundo abordaje, la investigación valida las simulaciones realizadas con los datos experimentales que se obtengan de ensayos de fractura en fémures cadavéricos, determinando la carga necesaria y el lugar de inicio de estas.

$$P_{\min f} = \frac{P}{IF_p} \quad (2.11)$$

Donde $P_{\min f}$ es la fuerza mínima de fractura, P es la carga arbitraria e IF_p es el índice de falla máximo correspondiente a P .

El procedimiento para determinar la fractura del fémur con base en la TAC del hueso, simetría material y método del EF se toma de la investigación realizada en [3], el cual se detalla a continuación:

1. Construir la malla y calcular la densidad aparente para cada elemento.
2. Imponer condiciones de borde al modelo de EF, determinar una fuerza de magnitud arbitraria.
3. Seleccionar los criterios de falla, los modelos de material pertinentes y definir los modelos de falla a utilizar.
4. Una vez obtenida la densidad aparente, calcular y asignar a cada elemento sus propiedades elásticas isotrópicas y ortotrópicas orientadas.
5. Ejecutar la simulación, y con los esfuerzos y/o deformaciones generados, seguir los siguientes pasos para cada modelo de falla:
 - 5.1 Si el modelo de material es dependiente de la densidad, como el de Keller [30], calcular y asignar las propiedades de resistencia a cada elemento utilizando la densidad aparente obtenida en el paso 1. Si es independiente, como el de Bayraktar *et al.* [6], asignar propiedades constantes dependiendo del tipo de tejido. La asignación de estas propiedades se realiza en un programa doméstico desarrollado por Ciaccia [3] ya que ANSYS® presenta una limitación de solo 250 propiedades de resistencia.
 - 5.2 Calcular el IF para todos los elementos de la malla, determinar el valor del máximo índice de falla (IF_{\max}) y el número del elemento en el que ocurre ($n_{if\max}$).
 - 5.3 Calcular la fuerza mínima de fractura mediante la ecuación (2.8). La ubicación del elemento ($n_{if\max}$) indicará el punto de inicio de la falla.

2.4 INFORMACIÓN EXPERIMENTAL PARA LA CONFIGURACIÓN DE LAS SIMULACIONES Y LA VALIDACIÓN DE RESULTADOS

En cuanto a los parámetros necesarios para configurar las simulaciones, se tomaron de investigaciones experimentales halladas en la literatura, que posteriormente servirán para validar los resultados obtenidos. Fueron de interés para este estudio, dos trabajos empíricos: el de Keyak *et al.* [39] y el realizado por Juszczuk *et al.* [40].

El propósito del primer estudio fue investigar si los modelos EF basados en tomografías computarizadas se pueden usar para estimar la carga de fractura femoral *in vitro*. Realizaron la experimentación mecánica hasta producir la fractura de fémures proximales *ex vivo* pertenecientes a 10 mujeres y 8 hombres, con edades entre los 52 y 92 años. Los 18 pares de ejemplares fueron sometidos a dos condiciones de carga: una similar a la generada durante la fase de apoyo de la marcha (fig. 2.2) y otra representando el impacto de una caída.

En el primer caso se seleccionó al azar un fémur de cada par y se aplicó una fuerza a la cabeza femoral creando un ángulo de 20° con el eje del fémur en el plano coronal. Los valores de carga obtenidos fluctúan entre 3 kN y 14,9 kN pertenecientes a los ensayos realizados.

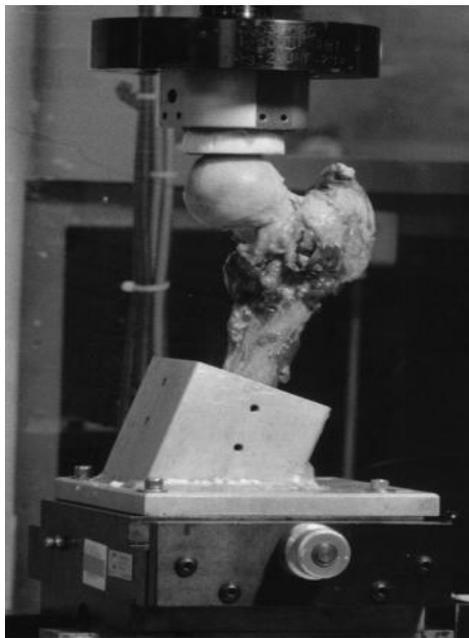


Fig. 2.2. Condición de carga representando la posición de apoyo del ciclo de marcha [39].

El documento reporta que las fracturas se iniciaron en la parte inferior del cuello femoral con características de falla por esfuerzos de compresión [3]. En la segunda condición la fuerza aplicada a los otros 18 fémures representó una caída lateral, estado que no se tomará en cuenta para la validación de este trabajo.

El trabajo perteneciente a Juszczak *et al.* empleó 12 fémures proximales cadavéricos (6 femeninos y 6 masculinos). Las edades de los donadores oscilan entre 71 y 83 años. Las muestras fueron sometidas a pruebas mecánicas hasta lograr una fractura completa, bajo una postura de una sola pierna formando un ángulo de 8° en el plano coronal con el eje del fémur. Como resultado obtuvieron que las cargas necesarias para lograr una fractura completa varían entre 4,6 kN y 10,3 kN.

El artículo registra el lugar de inicio de la falla en la parte lateral debido a la separación de la cabeza del fémur y la región subcapital y su propagación hasta completarla, describiendo una separación por tracción, como muestra la figura 2.3.

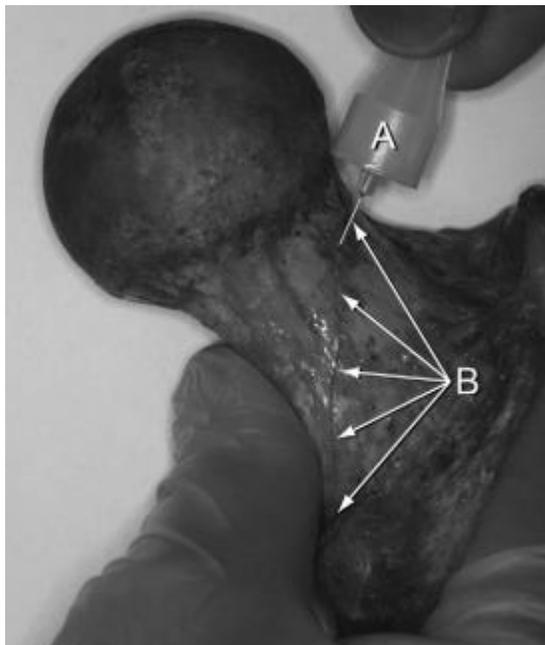


Fig. 2.3. Representación del inicio de la falla (A) y su propagación hasta lograr una fractura completa (B).

Adaptado de [40].

Criterios para la validación de los resultados de las simulaciones

Los dos trabajos descritos en la sección 2.4 se usarán como instrumentos de validación de los resultados obtenidos. Los escenarios de carga, los valores de fuerza encontrados y el lugar de inicio de la falla son diferentes, por tanto, servirán para corroborar las simulaciones en condiciones diferentes. En el caso de Keyak *et al.* [39] las fallas se producen en el aspecto inferior del cuello predominando esfuerzos de compresión, por otro lado, en el caso de Juszczuk *et al.* [40] ocurre de manera contraria, las fallas se inician en la parte superior del cuello femoral presentando esfuerzos de tracción.

Considerando que el modelo de EF del presente trabajo corresponde a un hombre de 38 años, y que los ensayos han sido realizados en muestras de personas de edad avanzada, un promedio de 72 y 76 años respectivamente, se espera que el fémur modelado muestre propiedades mecánicas similares o mayores en relación con los datos experimentales. Además, los parámetros para determinar si la simulación ofrece resultados numéricos aceptables con relación a los datos experimentales se describen a continuación:

- Fuerza de fractura (P): Las magnitudes de fuerza deberán estar dentro de los rangos establecidos, cumpliendo como condición $\bar{x} \pm s$, por tanto: para Keyak se cumplirá $5,3 \leq P \leq 11,5$ kN y en el caso de Juszczuk se establece, $5,2 \leq P \leq 8,6$ kN.
- Ubicación de la fractura (EIF): El mayor IF obtenido se asocia con un elemento, en consecuencia, correspondería con el lugar de inicio de la falla que tendrá que concordar con el lugar de fractura de los experimentos.

2.5 CONDICIONES DE BORDE

Para evitar el movimiento libre del modelo de EF, los desplazamientos de los nodos del extremo distal se restringieron en las direcciones X, Y y Z. En este estudio se empleó un caso de carga completo, es decir, la fuerza de la articulación del contacto de la cadera y de los músculos presentes en el ciclo de marcha. Se utilizó el método de los mínimos cuadrados para ajustar con una recta en el espacio los nodos seleccionados de la diáfisis y así, localizar el eje del fémur. Con las informaciones de la TAC se proyectó la recta en el plano coronal, dando como resultado un ángulo de $3,1^\circ$ con el eje longitudinal del cuerpo [3]. Esta

configuración ofrece una guía para la aplicación de los ángulos de cada carga. Un resumen de las condiciones de borde establecidas se presenta en la figura 2.4.

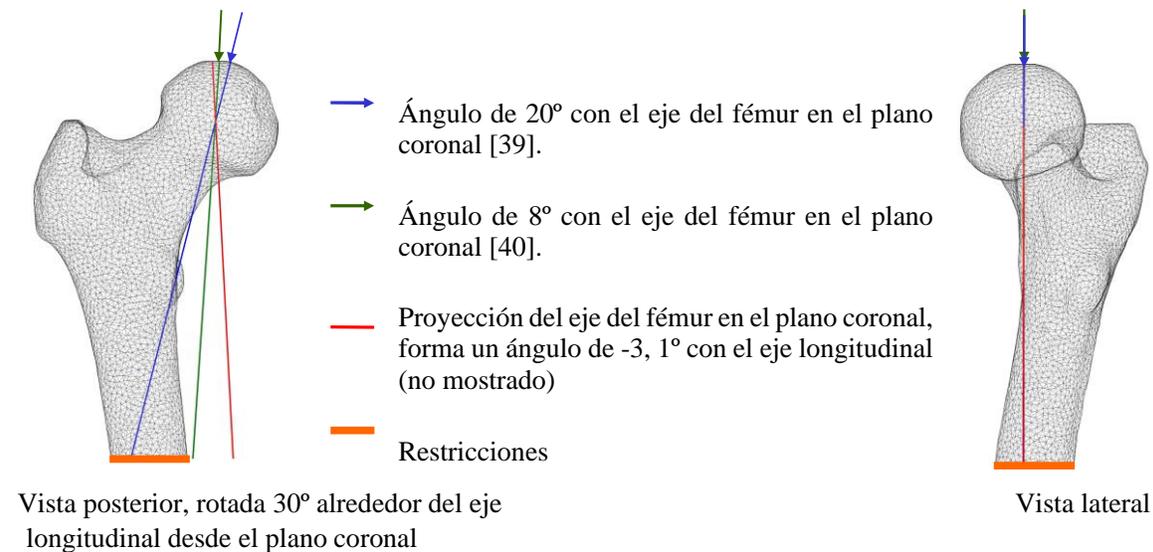


Fig. 2.4. Condiciones de borde del modelo de elementos finitos.

2.6 CONFIGURACIÓN DE LAS SIMULACIONES

De acuerdo con la metodología de aplicación de los modelos de falla en las simulaciones, se opta por establecer una carga arbitraria de 10 kN y proceder a calcular las fuerzas mínimas de fracturas empleando la ecuación (2.11). Por otro lado, el uso de criterios de falla isotrópicos y ortotrópicos generan ciertos problemas en la asignación de propiedades elásticas y de resistencia; razón por la cual el autor en [3, pp. 65-66] considera las siguientes especificaciones para resolver estas diferencias: todas las propiedades mecánicas necesarias para la simulación isotrópicas se modelan como isotrópicas, donde el criterio de Tsai-Wu, siendo ortotrópico se simplifica para convertirlo en isotrópico. Y para las simulaciones de ortotropía, todas las propiedades mecánicas se establecen como ortotrópicas menos las propiedades de resistencia necesarias para los modelos de falla basados en criterios isotrópicos (tabla 2.4) ya que no es posible convertirlos a ortotrópicos. Un resumen de las modificaciones en las simetrías materiales aplicadas en la configuración de las simulaciones se muestra en la tabla 2.5.

Tabla 2.5. Simetría material de las propiedades mecánicas para los parámetros de las simulaciones.

Tipo de simulación	Simetría material de las propiedades elásticas	Simetría material de las propiedades de resistencia para los modelos de falla	
		Isotrópicos (BDPM, KEPM, KEVM, BDVM)	Ortotrópicos (KTWI, KTWR)
		Isotrópica	Isotrópica
Ortotrópica	Ortotrópica	Isotrópica	Ortotrópica

Las dos simetrías materiales objeto de estudio en combinación con los modelos de falla propuestos darán como resultado doce índices de falla para cada caso de carga a simular. Una vez obtenidos estos valores se podrán contrastar con los datos obtenidos experimentalmente y así determinar qué criterio o criterios son apropiados para establecer la falla del fémur.

CAPÍTULO III

ANÁLISIS Y VALIDACIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se realiza el análisis de los resultados obtenidos al aplicar las diferentes metodologías. Se procede a la validación de las simulaciones realizadas, tanto isotrópicas como ortotrópicas, mediante los resultados experimentales encontrados en la literatura, considerando las distintas diferencias entre estos modelos y el estudiado en esta investigación.

3.1 RESULTADOS DEL MODELO BASE DE ELEMENTOS FINITOS

Al implementar la metodología de la sección 2.1 se obtuvo el modelo de la porción proximal del fémur de 154 mm de longitud que incluye la cabeza, el cuello, trocánter mayor, trocánter menor y parte de la diáfisis. Una vista del modelo se puede observar en la figura 3.1.

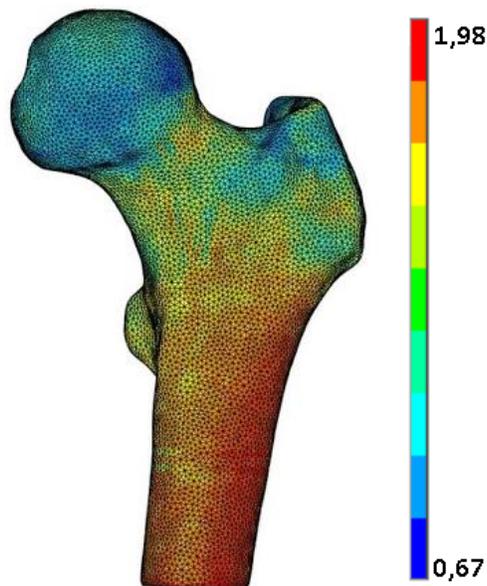


Fig. 3.1. Vista lateral de la sección proximal del fémur mostrando la distribución de densidades en g/cm^3 ; modelo con 389.921 elementos y 548.943 nodos.

Para determinar este modelo base de EF, se realizó un análisis de convergencia del esfuerzo de von Mises versus el número de nodos de cada modelo desarrollado, ver figura 3.2. La convergencia se logró con el modelo de EF compuesto de 389.921 elementos, 548.943 nodos y un tamaño de borde del elemento de 2,5 mm.

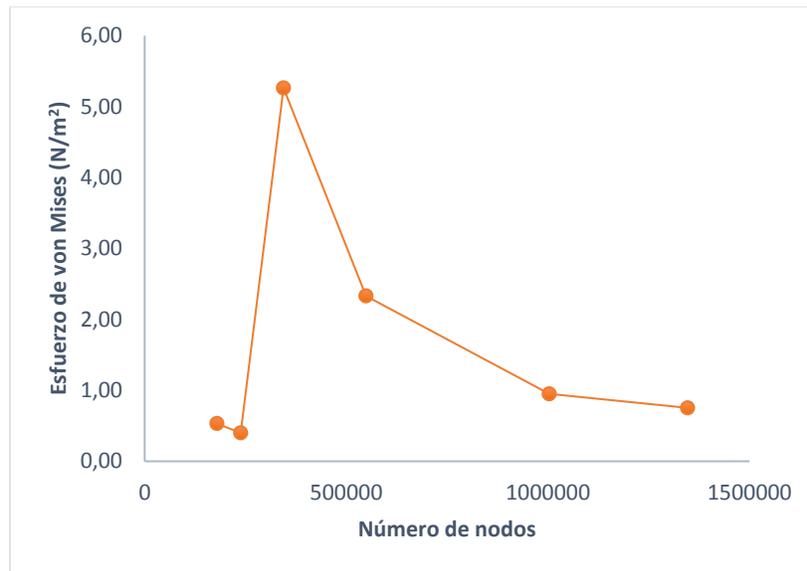


Fig. 3.2. Análisis de convergencia para el esfuerzo de von Mises y el número de nodos de cada modelo desarrollado.

Condiciones de Ortotropía

Aplicando la metodología expuesta en la sección 2.1 se logró replicar las propiedades de ortotropía según las orientaciones naturales del fémur en el modelo base de EF, como se puede apreciar en la figura 3.3(b). La figura 3.3 muestra la correlación entre un corte del modelo obtenido representando las direcciones de los esfuerzos principales (b), con la radiografía de un fémur proximal (a) en la cual se distingue la disposición natural de las trabéculas.

El arreglo de los grupos trabeculares se reproduce en el modelo obtenido, concluyendo que el método usado para construir el modelo de EF es válido. Por tanto, el resultado es idóneo para realizar simulaciones para cualquier configuración de cargas que sea necesario dicho modelo.

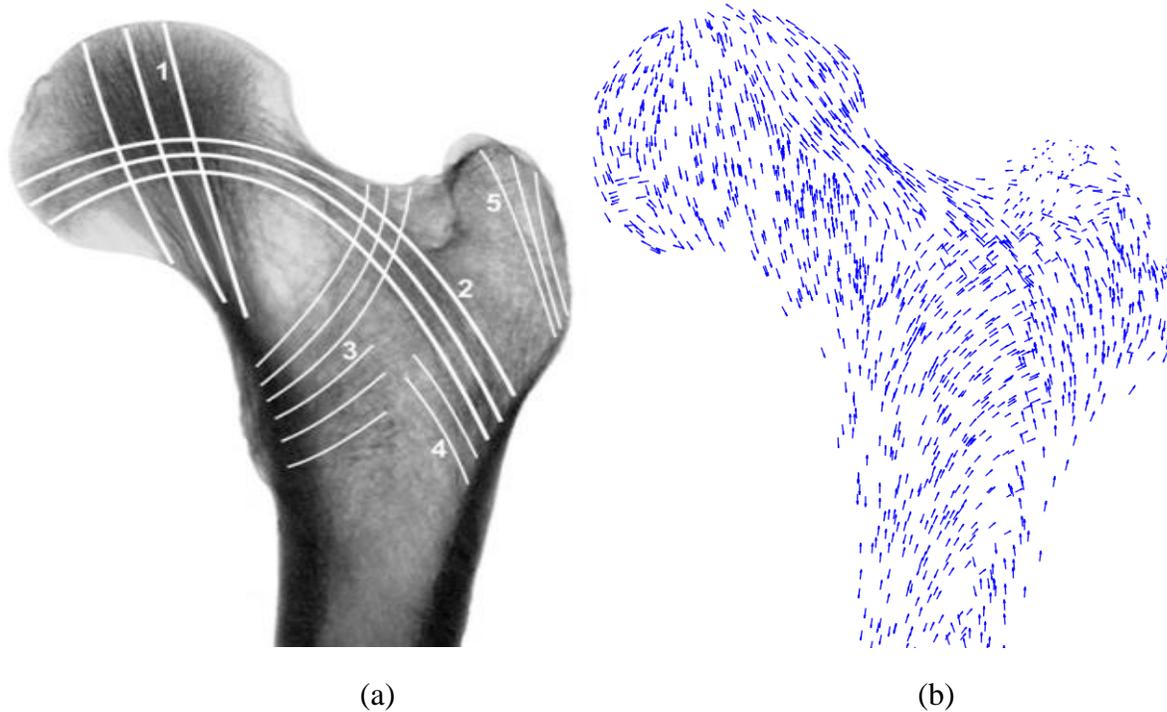


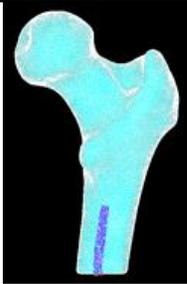
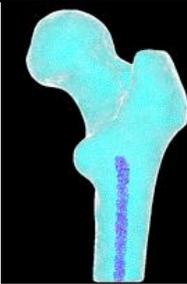
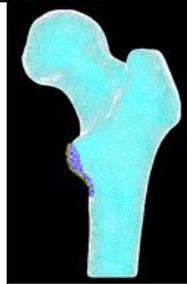
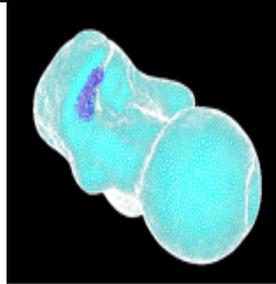
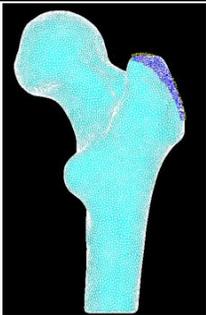
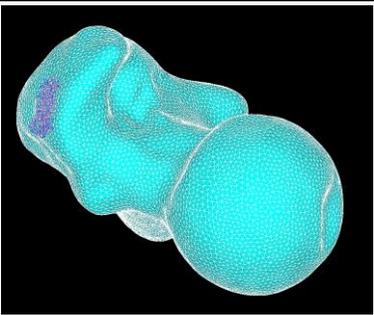
Fig. 3.3. (a) Radiografía de la sección proximal del fémur, señalando los grupos de estructuras trabeculares: (1) principal de compresión, (2) principal de tracción, (3) secundario de compresión, (4) secundario de tracción y (5) del trocánter mayor, adaptado de [24]; (b) representación de las direcciones del mayor esfuerzo principal en el modelo de EF.

Inserción de los músculos en el modelo de EF

Según la anatomía del fémur, se ubicó en el modelo resultante las cargas de los siete músculos en conjunto con la fuerza de contacto de la cadera que intervienen durante el ciclo de marcha. Los nodos fueron seleccionados de forma manual para mantener la fisionomía natural de la musculatura.

La tabla 3.1 muestra la distribución de los nodos en los que se aplica la carga de los músculos presentes en la caminata. Cada inserción ha sido detallada en el capítulo uno y replicada en el modelo de EF desarrollado en la presente investigación.

Tabla 3.1. Representación de los nodos afectados por la carga de los músculos presentes en el ciclo de marcha

Músculo	Aductor menor	Aductor mayor	Psoas	Piriforme
Zona de inserción				
Músculo	Glúteo mayor	Glúteo medio	Glúteo menor	
Zona de inserción				

3.2 RESULTADOS DE LOS COEFICIENTES DE INTERACCIÓN PARA LA TEORÍA DE TSAI-WU

En este apartado se expone los resultados alcanzados al aplicar la metodología para establecer los valores diferentes de cero para los coeficientes F_{12} , F_{13} y F_{23} . Se determina que no es posible estimar estos valores ya que el parámetro adimensional δ , propiedad importante del material, da como resultado un valor negativo.

Para determinar el coeficiente F_{12} se analizan las ecuaciones planteadas por Shuguang Li *et al.* [38] en las cuales se debe hallar el valor de δ , este parámetro está determinado por las propiedades de resistencia del material y establece la aplicabilidad del criterio de falla en cada caso particular. Usando la ecuación (2.9) que estima el valor de δ descrita en la metodología del capítulo 2 y reemplazando los valores correspondientes de resistencia para tracción y compresión del modelo, expuestas en las ecuaciones (2.8) y (2.6) se obtiene la ecuación (3.1):

$$\delta = 4 - \frac{S_2^{\text{TR}} - S_2^{\text{CO}}}{(S_{12})^2}$$

$$\delta = 4 - \frac{0,6 * 0,8 * S_3^{\text{CO}} * 0,6 S_3^{\text{CO}}}{(0,6 * S_3^{\text{CO}})^2}$$

$$\delta = -8.8 \quad (3.1)$$

En la investigación realizada por Li *et al.* se expresa que, si el valor de la constante es $\delta < 0$ no es posible identificar ninguna condición significativa para obtener un valor real para el coeficiente de interacción F_{12} y en consecuencia cualquier elección de este coeficiente conducirá a un escenario de fuerza infinita bajo estados de tensión distintos de la compresión triaxial, dificultando la aplicabilidad del criterio de Tsai-Wu [38].

Con base en las consideraciones expuestas y los resultados obtenidos, se decide no aplicar el criterio de Tsai-Wu para las simulaciones ya que una de las condiciones de este trabajo es considerar valores de interacción diferentes de cero. De manera que los resultados de las simulaciones se presentarán con cuatro modelos de falla para las dos simetrías material, dando como resultado 8 índices de falla y no 12 como se había establecido en la metodología de la sección 2.6.

3.3 RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES

En esta sección se presenta un resumen de los resultados obtenidos en los trabajos experimentales, los cuales han sido la referencia de validación para esta investigación, mostrando el número de muestras realizadas, la media, la desviación estándar, el rango de la carga de fractura y la zona de inicio de la falla, datos que serán contrastados con las simulaciones para establecer el criterio de falla a recomendar para señalar la falla del fémur.

En la tabla 3.2 se encuentran los resultados de las simulaciones de los materiales isotrópico y ortotrópico con los cuatro modelos de falla aplicados, la carga mínima de fractura y el lugar geométrico de inicio, representado por el elemento con el índice de falla máximo (EIF). Se señala en color azul los valores que tienen concordancia con los datos

experimentales, tanto en el lugar de inicio de la fractura como para la carga necesaria de rotura, y en color rojo los datos calificados como no aceptables.

Los elementos en los cuales se inicia la falla también son mostrados, el 38.709, 97.148, 57.826 y 76.630 se localizan en el aspecto superior del fémur, mientras que los elementos 68.765, 81.645 y 202.524 están ubicados en la parte inferior del cuello femoral del modelo de EF.

Tabla 3.2. Resultados de las simulaciones realizadas y datos experimentales de la literatura.

		Keyak <i>et al.</i> [30]				Juszczuk <i>et al.</i> [31]				
Resultados Experimentales	# de muestras	18				12				
	Cargas de fractura (kN)	mín: 3,0 máx: 14,9 $\bar{x} = 8,4$ $s = 3,1$				mín: 4,6 máx: 10,3 $\bar{x} = 6,9$ $s = 1,7$				
	Inicio de fractura	Aspecto inferior del cuello				Aspecto superior del cuello				
Resultados Numéricos	Simetría material	Isotrópica		Ortotrópica		Isotrópica		Ortotrópica		
	Características de la fractura	P (kN)	EIF	P (kN)	EIF	P (kN)	EIF	P (kN)	EIF	
	Modelo de falla	BDPM	6,9	38.709	4,8	97.148	4,7	76.630	3,5	57.826
		KEPM	7,1	68.765	6,5	81.645	5,6	76.630	5,2	38.709
		KEVM	7,5	68.765	7,1	202.524	6,0	76.630	5,1	76.630
BDVM		7,2	38.709	5,5	20.560	4,9	76.630	3,9	76.630	

Nota: P es la carga mínima de fractura; EIF es elemento de inicio de la fractura. Los resultados en azul se consideran afines con los experimentos; los rojos se califican como no acordes.

Del grupo de modelos de falla expuestos en la tabla 3.2 se aprecia que el BDPM es quien menos resultados afines muestra en relación con los demás; si bien en la configuración de Keyak señala correctamente la carga mínima de fractura para el material isotrópico, no coincide el lugar de inicio ya que el elemento 38.709 se encuentra en la parte superior de la cabeza femoral, discrepando de los experimentos. Lo mismo ocurre con el material ortotrópico, señala de manera errónea el lugar de fractura y además el valor necesario para romper el fémur está fuera del rango establecido, incumpliendo la condición. En el caso de Juszczuk, coincide el inicio de fractura para las dos simetrías material, pero los valores simulados de carga se encuentran muy por debajo de la media.

Por otro lado, se presenta la distinción según la simetría material para cada modelo; cuando la configuración de carga se hace a los 20° , el modelo BDPM cambia de 6,9 kN a 4,8 kN considerando una reducción de un 30 % de isotrópico a ortotrópico. Ya en la segunda condición de carga (8°), al cambiar dicha simetría material, se produce una diferencia del 26 % entre los esfuerzos que producen las fracturas.

Los modelos KEPM y KEVM se muestran similares, ambos logran tener resultados afines a cada uno de los experimentos, con excepción para el caso Juszczuk según el material ortotrópico, donde el modelo KEVM no concuerda con la mínima carga necesaria ya que está por debajo del rango predicho.

Analizando el comportamiento según la simetría material de los resultados de carga podemos ver que el modelo KEPM sufre una reducción del 8 % al variar de isotrópico a material ortotrópico, mientras que para el modelo KEVM es de un 5 % en la configuración de Keyak. Ya para el caso Juszczuk la constante de reducción se mantiene, marcando valores de 7 % y 15 % para los modelos KEPM y KEVM respectivamente.

Por último, se presenta el modelo de falla BDVM indicando correctamente los valores de carga mínima de fractura y su lugar de inicio, según la simetría ortotrópica en el caso Keyak. Sin embargo, ocurre un error al señalar el lugar de inicio de falla para la simulación isotrópica a pesar de predecir correctamente su carga. Por otro lado, para el caso Juszczuk el modelo indica correctamente el sitio de inicio para las dos simetrías material, pero no logra estimar los valores de esfuerzo para producir la fractura según las pruebas experimentales, presentando igual comportamiento que el modelo BDPM.

El valor de carga mínima del modelo BDVM según la configuración Keyak presenta una reducción del 24 % al cambiar la simetría material de isotrópico a ortotrópico y del 20 % en el caso de carga Juszczuk. Esta consistencia de reducción, como puede notarse, se presenta en todos los modelos de falla propuestos, lo que puede ser resultado de las suposiciones aplicadas con respecto a las propiedades de ortotropía. Los datos reales en cuanto a propiedades de resistencia existen solo para material isotrópico, por ello en las simulaciones se trabajó bajo el supuesto de que las propiedades de resistencia ortotrópicas seguían el mismo comportamiento que las propiedades elásticas ortotrópicas. Así pues,

justificaría que los modelos presenten resultados más cercanos a los experimentos únicamente bajo la simetría isotrópica, llevando a considerar que no es necesario estimar un modelo ortótropo para predecir la carga necesaria que produciría la falla del fémur, por lo menos hasta tener datos reales de las propiedades para simetría material ortotrópica.

Las fracturas ocurren siempre en la superficie donde está el material cortical, el cual es transversalmente isotrópico. Por ello, es probable que esta sea otra razón de que el esfuerzo que produce la simulación isotrópica presente mejores resultados. Considerando que el esfuerzo que genera la fractura tiene la dirección perpendicular al plano de isotropía.

Con relación al error de predicción para señalar el inicio de la falla en los modelos BDVM y BDPM isotrópicos, esto puede ser fruto de las estimaciones tomadas de Bayraktar, ya que presenta una limitación al ser valores fijos para cada rango de densidad. Aun así, si analizamos la previsión de la carga mínima requerida de fractura bajo los criterios de deformación, el modelo BDVM es quien mejor se comporta al tener sus números más próximos de la media con relación a la información empírica en la simetría isotrópica.

Es importante también comparar la reducción de la media entre los resultados de las condiciones de borde, donde se asume que la única diferencia en cada caso de carga es la inclinación de aplicación de la fuerza. En el caso de Keyak tenemos una media de 8,4 kN y para el caso Juszcyk 6,9 kN. En consecuencia, se obtiene una reducción del 18 % de la resistencia del hueso en los resultados experimentales y, si realizamos la misma acción con los datos numéricos isotrópicos, dan como resultado una disminución del 21 % para KEPM, 20 % para KEVM y 32 % para los modelos BDPM y BDVM.

De esta manera se puede asumir que los resultados numéricos de KEVM y KEPM, a pesar de no estar tan cerca de la media de cada dato experimental, son acordes con los mismos, validando las simulaciones realizadas. Sin embargo, se concede mayor prioridad a quienes reproducen los datos mayores de carga, por este motivo se considera que presenta una mejoría el modelo de falla KEVM.

3.4 CRITERIO DE FALLA RECOMENDADO

De los criterios de falla adoptados para las simulaciones en esta investigación, se puede decir que el criterio KEPM cumple las condiciones de borde y predice sin error el lugar de inicio de falla y el esfuerzo que produce la fractura. A pesar de esto, también se considera la teoría KEVM, quien en todos los casos excepto el ortotrópico de Juszczuk tiene resultados acordes a los ensayos. Si descartamos los resultados de simetría material ortótropa en base a los hallazgos presentados en la sección anterior, el criterio EVM se mantiene como mejor opción ya que sus valores de carga mínima necesaria son más próximos a la media de los experimentos en cada caso. Por otro lado, el criterio DVM no acierta el inicio de falla solo para Keyak isotrópico, pero reproduce valores de carga mucho mejores que el criterio DPM, marcando su nivel de mejoría versus este criterio. Aun así, señala esfuerzos menores al del modelo KEVM, de manera que este continúa manteniéndose como mejor opción.

Además, al cambiar únicamente la inclinación del hueso, los resultados experimentales presentaron una reducción del 18 % del esfuerzo medio de fractura y el modelo que mejor acierta esta singularidad es el KEVM, validando así las simulaciones efectuadas ya que los datos numéricos tienen un comportamiento similar con la parte experimental.

Por otra parte, es posible que el bajo rendimiento asociado a los criterios DPM y DVM se deba a las condiciones en las que se realiza la investigación, provocando que no sean criterios de falla para recomendar. Por consiguiente, una distribución diferente de densidades o un cambio con los datos experimentales puede optimizar la capacidad predictiva de estas teorías.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este capítulo se presentan las conclusiones y recomendaciones que la investigación ha producido con base en los resultados obtenidos según la metodología implementada y posteriormente validados con las informaciones experimentales.

4.1 CONCLUSIONES

- La implementación simultánea de los modelos de falla basados en esfuerzos (KEPM, KEVM) y en deformaciones (BDPM, BDVM) en el modelo de elementos finitos permitió mejorar alrededor del 38 % la precisión de la estimación de los parámetros de falla del fémur.
- El uso de TAC resultó una herramienta eficiente al momento de generar una malla 3D ya que las informaciones que ofrece son específicas de la geometría ósea del paciente, brindando una restauración personalizada.
- La aplicación del programa GrayValues en conjunto con los datos de las tomografías computarizadas lograron calcular la densidad de cada uno de los elementos, ,permitiendo la clasificación de los tejidos que comprende el modelo EF construido para asignar sus respectivas propiedades.
- Fue posible crear un modelo de EF con todas las condiciones necesarias para realizar simulaciones isotrópicas y ortotrópicas para un análisis de carga completo al incluir los músculos necesarios en el ciclo de marcha.

- A través de las simulaciones realizadas en el modelo EF fue posible determinar el lugar de inicio de la falla y la carga necesaria para producir la fractura, tanto para la simetría material isotrópica como ortotrópica, estableciendo que la simetría material isotrópica ofrece mejores resultados que la simetría material ortotrópica.
- Se estima que la simetría ortotrópica presentaría mejores resultados una vez se realicen ensayos que permitan obtener sus propiedades de resistencia reales.
- Los datos experimentales encontrados en la literatura permitieron validar las simulaciones del modelo EF, registrando que los criterios basados en esfuerzos reflejan mejores resultados. Entre estos, el modelo de falla KEVM es el que mejor se ajusta a los resultados empíricos para el lugar geométrico de inicio de falla y la carga necesaria de ruptura.
- Las comparaciones de resultados muestran que los criterios basados en deformaciones, BDPM y BDVM, no tienen correlación con los experimentos; a pesar de tener valores de carga muy próximos en la simetría isotrópica para Keyak, no logran predecir el lugar de inicio de falla. Por otro lado, en el caso de carga de Juszczuk aciertan el lugar de inicio de fractura, pero los valores de carga están muy por debajo de los datos experimentales.
- Con base en los resultados obtenidos se concluye que hasta que no existan más resultados experimentales de los valores de resistencia basados en deformación no será posible predecir correctamente las fracturas del fémur.
- No se recomienda aplicar la teoría de Tsai-WU al carecer de todas las propiedades que requiere ya que no fue posible asignar valores diferentes de cero para los

coeficientes de interacción por las propiedades de resistencia que se consideran para el modelo femoral.

- La teoría de la deformación equivalente de von Mises presentó mejoras en contraste con el criterio de la deformación principal máxima, pero no suficientes como para establecerse como un criterio a recomendar.

4.2 RECOMENDACIONES

- Realizar el modelo de elementos finitos del fémur proximal únicamente como isotrópico, ya que el lugar donde se produce la fractura es hueso cortical, y este se considera transversalmente isotrópico.
- La asignación de propiedades de resistencia del modelo podría seguir otros criterios diferentes a los de Bayraktar para simulaciones futuras y así analizar su desempeño.
- Analizar el comportamiento de las simulaciones con otras teorías basadas en deformaciones y con valores de las propiedades de resistencia diferentes a las usadas en esta investigación para determinar si se presentan mejoras en la predicción de la fractura al utilizar datos reales ortotrópicos para las propiedades de resistencia en el modelado.

REFERENCIAS

- [1] C. A. Perugachi Jaramillo y C. A. Sinchu Chuqui, «Características y manejo de fracturas de fémur proximal en pacientes mayores de 60 años en el hospital José Carrasco Arteaga,» Cuenca, 2017.
- [2] T. San Antonio, M. Ciaccia, C. Müller-Karger y . E. Casanova, «Metodología para incorporar propiedades de tejido óseo no isotrópico a un modelo de elementos finitos.,» *Boletín Técnico IMME - UCV*, vol. 46, n° 3, pp. 29-42, 2008.
- [3] M. A. Ciaccia, «Influencia del modelado probabilístico de las propiedades mecánicas en la predicción de falla del fémur proximal,» de *Tesis doctoral, Universidad Simon Bolivar*, Caracas-Venezuela, 2014.
- [4] A. Nicolas Elias, T. Mascia Nilson y R. Todeschini, «Comparaçao entre o criterio da resistencia de Tsai-Wu e a formula de Hankinson na traçao da madeira,» *Revista Madeira Arquitetura & Engenharia*, vol. 9, n° 23, p. 17, 2008.
- [5] J. Keyak, S. Rossi , K. Jones , C. Les y H. Skinner, «Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, n° 9, pp. 657-664, 2001.
- [6] H. Bayraktar, E. Morgan, G. Niebur, G. Morris, E. Wong y M. Keaveny, «Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue,» *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 27-35, 2004.
- [7] E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini y M. Viceconti , «Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro,» *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 2, pp. 356-367, 2008.

- [8] M. Tellache, M. Pithioux, P. Chabrand y C. Hochard, «Femoral neck fracture prediction by anisotropic yield criteria.,» *European Journal of Computational Mechanics*, vol. 18, nº 1, pp. 33-41, 2009.
- [9] R. Larrainzar-Garijo, J. R. Caeiro, M. Marco, E. Giner y M. H. Miguélez, «Experimental validation of finite elements model in hip fracture and its clinical applicability,» *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, vol. 63, nº 2, pp. 146-154, marzo-abril 2019.
- [10] J. Bosch-Cabrera, R. Estrada-Cinqualbres y Y. Ramos-Botello, «Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur,» *Scielo*, vol. 4, nº 3, 2011.
- [11] R. L. Drake, A. W. Vogl y A. W. M. Mitchell, *Gray's Basic Anatomy*, España: Elsevier, 2018.
- [12] I. Fernández-Tresguerres, M. A. Alobera Gracia, M. d. C. Pingarrón y L. Blanco Jerez, «Bases fisiológicas de la regeneración ósea II. El proceso de remodelado,» *Scielo*, vol. 11, nº 2, pp. 151-157, 2006.
- [13] M. Á. Flores Rentería, M. Ortiz Domínguez, A. Cruz Avilés y F. López Sánchez, «La mecánica del hueso. Una revisión de los modelos de remodelación óseo,» *ESCS*, vol. 5, nº 9, 2018.
- [14] E. N. Marieb, *ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA HUMANA*, España: Pearson Education, 2009.
- [15] N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder y M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics_ Equilibrium, Motion, and Deformation.*, Switzerland: Springer International Publishing, 2017.
- [16] J. U. Pérez, «Programa Integración de Tecnologías a la Docencia,» Universidad de Antioquia, 2015 [En línea]. Available: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>. [Último acceso: 06 01 2020].

- [17] Z. Miller, M. . B. Fuchs y M. Arcan, «Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model,» *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 2, pp. 247-256, 2002.
- [18] H. Yang, X. Ma y T. Guo, «Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, n° 6, pp. 553-560, 2010.
- [19] L. Bernal, «"Evaluación de la marcha normal y patológica".,» 2008. [En línea]. Available: <http://bernal.pro/fisio/fisioposiciones/finish/4-oposiciones-de-fisioterapia/32-30-evaluacionde-la-marcha-normal-y-patologica..> [Último acceso: 2020].
- [20] Kenhub, «GetBodySmart-An Online Examination of Human Anatomy and Physiology,» 2000. [En línea]. Available: <https://www.getbodysmart.com/muscular-system>. [Último acceso: 07 02 2020].
- [21] D. P. Rivas, «Webconsultas Healthcare,» 16 05 2018. [En línea]. Available: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/tomografia-axial-computarizada-tac-8015>. [Último acceso: 08 02 2020].
- [22] «National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB),» National Institutes of Health, 07 2013. [En línea]. Available: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc#pid-2066>. [Último acceso: 08 02 2020].
- [23] G. López-Videla, M. Rudolph Rojas y C. Guzmán Zuluaga, «Valoración digital de índices de atenuación radiológica de estructuras anatómicas normales y materiales dentales observables en imágenes panorámicas,» *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, vol. 20, n° 2, 2009.
- [24] T. San Antonio, M. Ciaccia, C. Müller-Karger y E. Casanova, «Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 34, n° 7, pp. 914-919, Septiembre 2012.

- [25] C. Müller-Karger y C. Larrazabal, «Finite element bone model incorporating heterogeneity and anisotropy from CT.,» de *Congress of the International Society of Biomechanics and 29th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Cleveland, Ohio, USA, 2005.
- [26] ANSYS, "ANSYS 15.0.0 Help, Theory Reference©, SAS IP ©, 2013.
- [27] C. Müller-Karger, Simulación ósea por medio de la versión P del método de los elementos finitos, Caracas, Venezuela: Tesis doctoral, Universidad Central de Venezuela, 2001.
- [28] W. Taylor, E. Roland, H. Ploeg, D. Hertig, R. Klabundec, M. Warner, M. Hobatho, L. Rakotomanana y S. Clift, «Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis,» *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 767-773, 2002.
- [29] X. N. Dong y X. E. Guo, «The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity,» *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 8, pp. 1281-1287, 2004.
- [30] T. S. Keller, «Predicting the compressive mechanical behavior of bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 9, pp. 1159-1168, 1994.
- [31] A. Wall y T. Board, «The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure,» de *Classic Papers in Orthopaedics*, London, Springer, 2014, pp. 457-460.
- [32] B. Helgason, H. Perilli, E. Schileo, F. Taddei, S. Brynjólfsson y M. Viceconti, «Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review.,» *Clinical Biomechanics*, vol. 23, n° 2, p. 135–146, 2008.
- [33] G. Yang, . J. Kabel, B. Van Rietbergen, A. Odgaard, R. Huiskes y S. C. Cown, «The Anisotropic Hooke's Law for Cancellous Bone and Wood,» *Journal of Elasticity*, vol. 53, pp. 125-146, 1999.
- [34] F. Ellyin, *Fatigue Damage, Crack Growth and Life Prediction*, Edmonton, Canadá: Chapman & Hall, 1997.

- [35] T. Pitzen, F. Geisler, D. Matthis, H. Müller-Storz, D. Barbier, W.-I. Steudel y A. Feldges, «A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine,» *Control Engineering Practice*, vol. 10, n° 1, pp. 83-90, 2002.
- [36] C. Bitsakos, J. Kerner, I. Fisher y A. A. Amis, «The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur,» *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 1, pp. 133-139, 2005.
- [37] M. Pithioux, P. Lasaygues y P. Chabrand, «An alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone.,» *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 7, pp. 961-968, 2002.
- [38] S. Li, E. Sitnikova, Y. Liang y A.-S. Kaddour, «The Tsai-Wu failure criterion rationalised in the context of UD composites,» *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 102, pp. 207-217, 2017.
- [39] J. Keyak, S. Rossi, K. Jones y H. Skinner, «Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling,» *Journal of Biomechanics*, p. 125, 1998.
- [40] M. M. Juszczak, L. Cristofolini y M. Viceconti, «The human proximal femur behaves linearly elastic up to failure under physiological loading conditions,» *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 2259-2266, 2011.
- [41] W. Chang, T. Christensen, T. Pinilla y T. Keaveny, «Uniaxial yield strains for bovine trabecular bone are isotropic and asymmetric,» *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 17, pp. 582-585, 1999.
- [42] J. Lotz, T. Gerhart y W. Hayes, «Mechanical Properties of Trabecular Bone from the Proximal Femur: A Quantitative CT Study,» *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 14, n° 1, pp. 107-114, 1990.
- [43] R. Hambli y S. Allaoui, «A Robust 3D Finite Element Simulation of Human Proximal Femur Progressive Fracture Under Stance Load with Experimental Validation,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 41, p. 2515–2527, 2013.