



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DE CHILE
ESCUELA DE INGENIERIA

CARACTERIZACION SUJETO-ESPECIFICA DE LAS PROPIEDADES MECANICAS DEL MATERIAL OSEO EN FEMUR PORCINO

LUIS IGNACIO PEREZ QUINTANA

Tesis presentada a la Dirección de Investigación y Postgrado
como parte de los requisitos para optar al grado de
Magíster en Ciencias de la Ingeniería

Profesor Supervisor:
JORGE RAMOS GREZ

Santiago de Chile, Enero 2009

© MMIX, LUIS IGNACIO PÉREZ QUINTANA



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DE CHILE
ESCUELA DE INGENIERIA

CARACTERIZACION SUJETO-ESPECIFICA DE LAS PROPIEDADES MECANICAS DEL MATERIAL OSEO EN FEMUR PORCINO

LUIS IGNACIO PEREZ QUINTANA

Miembros del Comité:

JORGE RAMOS GREZ

DIEGO CELENTANO

JAIME CISTERNAS

ANGÉLICA IBÁÑEZ

FERNANDO RODRÍGUEZ

Tesis presentada a la Dirección de Investigación y Postgrado
como parte de los requisitos para optar al grado de
Magíster en Ciencias de la Ingeniería

Santiago de Chile, Enero 2009

© MMIX, LUIS IGNACIO PÉREZ QUINTANA

A mis padres, Mónica y José Luis

AGRADECIMIENTOS

Quisiera manifestar en estas líneas mi agradecimiento a todos aquellos que colaboraron en la realización de esta tesis. Debido a la naturaleza interdisciplinaria del estudio, fue necesaria la colaboración de personas de diversos sectores.

En primer lugar, me gustaría agradecer al equipo médico del Departamento de Traumatología del Hospital Clínico de la PUC que respaldó la investigación, encabezados por la Dra. Angélica Ibáñez y el Dr. Sebastián Irrázaval. Además me gustaría agradecer a mi hermano, Javier Pérez, quien durante su último año como estudiante de medicina colaboró con el proyecto, extrayendo las muestras óseas de los cerdos y preparándolas para la investigación. Al Departamento de Radiología del mismo establecimiento y al personal que allí trabaja, que permitieron la realización del estudio radiológico necesario para la investigación. En particular, a la Sra. Gloria Ramírez, quien colaboró con las gestiones necesarias para coordinar los exámenes y la obtención de sus resultados.

También me gustaría agradecer al Profesor del Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la PUC, Jorge Ramos G. quien supervisó esta investigación y me permitió desarrollar el estudio y al profesor Patricio Pérez, quien tuvo la paciencia para colaborar durante el desarrollo de los ensayos experimentales.

A mis padres Mónica y José Luis y a mis amigos, en especial a Jorge por su constante apoyo en los momentos más complicados. A Alejandra por transmitirme la confianza necesaria para superar las dificultades.

A todos los mencionados y a los que sin querer pudiera olvidar en estas líneas, mis sinceros agradecimientos.

INDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS	iv
INDICE DE FIGURAS	ix
INDICE DE TABLAS	xiv
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii
Capítulo 1. INTRODUCCION	1
1.1. Aspectos Generales	1
1.2. Motivación y Revisión de Trabajos Anteriores	1
1.3. Hipótesis y objetivos del estudio	2
1.4. Metodología del estudio y resultados esperados	3
1.5. Contenido y organización de la tesis	4
1.5.1. Capítulo 1: Introducción	4
1.5.2. Capítulo 2: Marco teórico	4
1.5.3. Capítulo 3: Estudio experimental	4
1.5.4. Capítulo 4: Generación del modelo computacional	4
1.5.5. Capítulo 5: Análisis computacional	4
1.5.6. Capítulo 6: Resultados y discusión	4
1.5.7. Capítulo 7: Conclusiones y trabajo futuro	5
Capítulo 2. MARCO TEORICO	6
2.1. Propiedades Mecánicas del Material Óseo	6
2.1.1. Propiedades Mecánicas de los Materiales	7
2.1.2. Propiedades Mecánicas del Tejido Cortical	9
2.1.3. Propiedades Mecánicas del Tejido Trabecular	9
2.1.4. Comportamiento Viscoelástico del Tejido Óseo	11
2.2. Caracterización del Material Óseo Usando Tomografías	12

2.3. Fémur Porcino: Anatomía y Estudio	16
2.3.1. Huesos Inmaduros: Consideraciones	18
Capítulo 3. ESTUDIO EXPERIMENTAL	22
3.1. Descripción del material utilizado	22
3.2. Ensayo de flexión	23
3.3. Metodología de experimentación	25
3.4. Descripción del montaje experimental	28
3.5. Efecto viscoelástico	29
Capítulo 4. GENERACION DEL MODELO COMPUTACIONAL	34
4.1. Obtención de Datos a partir de TAC	34
4.2. Segmentación de las imágenes médicas	35
4.2.1. Thresholding	35
4.2.2. Cortes	37
4.2.3. Contorno	38
4.2.4. Exportar modelo a STL	39
4.3. Generación de Malla de Elementos Finitos	41
4.4. Obtención de Propiedades de Material Óseo	41
4.5. Integración de las Propiedades de Material al Modelo	42
4.5.1. Método de Calibración del nivel de gris	43
4.5.2. Calibración de Especímenes Utilizados en la Investigación	44
4.5.3. Cálculo de las propiedades mecánicas	46
4.6. Generación del modelo de elementos finitos	49
4.7. Modelos generados para el estudio computacional	51
4.7.1. Modelos para fémur N° 1	52
4.7.2. Modelos para fémur N° 2	54
4.7.3. Modelos para fémur N° 3	55
4.7.4. Modelos para fémur N° 4	55
4.7.5. Modelos para fémur N° 5	57
4.7.6. Modelo de isotropía transversal	58

Capítulo 5. ANALISIS COMPUTACIONAL	61
5.1. Mallado: Tipo de elementos y Nivel de Refinamiento	61
5.1.1. Resultados de convergencia para las distintas mallas	63
5.2. Simulación en ANSYS	64
5.2.1. Aplicación del esfuerzo de deformación	64
5.2.2. Definición de reacciones en los extremos	65
5.2.3. Tiempo de la simulación	65
5.2.4. Tipo de análisis	66
Capítulo 6. RESULTADOS Y DISCUSION	68
6.1. Resultados Experimentales	68
6.1.1. Fuerza y deformación	68
6.1.2. Fractura	69
6.2. Resultados simulación computacional	73
6.2.1. Fuerza y deformación	73
6.2.2. Fractura	74
6.3. Comparación de resultados y Discusión	81
6.4. Efecto del número de materiales en la simulación	87
6.4.1. Efecto sobre valores de Esfuerzo y deformación	88
6.4.2. Efecto sobre fractura	89
Capítulo 7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	91
7.1. Conclusiones	91
7.2. Trabajo Futuro	94
BIBLIOGRAFIA	96
ANEXO A. Información adicional sobre procedimiento experimental	101
A.1. Dimensiones de descansos utilizados en procedimiento experimental	101
A.2. Ubicación del punto de carga sobre cada hueso	101
ANEXO B. Coeficientes obtenidos en el proceso de calibración	102

ANEXO C.	Criterios de fractura para el material óseo	104
ANEXO D.	Elementos con ley constitutiva de isotropía transversal	108
ANEXO E.	Resultados del estudio de convergencia de mallado	109
ANEXO F.	Secuencia de comandos para preparación del modelo computacional	111
ANEXO G.	Resultados de la simulación computacional	112
ANEXO H.	Resultados de fractura modelo isotropía transversal	113
ANEXO I.	Resultados de regresión para modelos computacionales	115
ANEXO J.	Información adicional sobre efecto del numero de materiales en la simulación .	118

INDICE DE FIGURAS

2.1	Corte frontal longitudinal de fémur humano	6
2.2	Curva Tensión-Deformación para diferentes densidades aparentes	7
2.3	Dirección longitudinal (x) y plano de isotropía (y-z)	10
2.4	Representación del tejido trabecular para diversas especies y ubicaciones. a) Tibia bovina, b) tibia humana, c) fémur humano y d) vertebra humana	10
2.5	Tomografía por rayos X practicada a un ejemplar de fémur porcino. La imagen muestra varios cortes pertenecientes a diferentes regiones del fémur	13
2.6	Esqueleto del Cerdo. El fémur se ubica en la extremidad inferior a continuación de la pelvis, en la imagen puede apreciarse su disposición normal	16
2.7	Principales regiones anatómicas del fémur humano y porcino. A la izquierda: Anatomía del fémur humano. A la derecha: Anatomía del fémur de cerdo	17
2.8	Distribución del tejido Cortical y Trabecular en huesos largos. El hueso cortical (compacto) se ubica preferentemente en la epífisis mientras que el hueso trabecular (esponjoso) se ubica hacia los extremos proximal y distal	18
2.9	Variación del área cortical con la edad. El área relativa correspondiente al tejido cortical (medida en una sección transversal) experimenta un importante incremento a partir del año de vida	19
2.10	Variación de la densidad ósea durante los primeros 20 años de vida	20
3.1	Fémures escogidos para experimentación	22
3.2	Fractura producida por flexión en fémur humano	24
3.3	Tensión en un elemento sometido a flexión	25
3.4	Fuerzas en el fémur sometido a un ensayo de flexión de tres puntos	25
3.5	Descansos fabricados a medida para cada hueso.	28
3.6	Montaje de hueso en máquina de ensayo.	29
3.7	Valores Fuerza v/s Deformación para ensayos preliminares realizados a diferentes velocidades.	31

3.8	Fuerza Aplicada por la Máquina de Ensayos (N). Velocidad $0.25 \frac{mm}{min}$ vs. Velocidad $1.5 \frac{mm}{min}$	32
4.1	Esquema con secuencia de pasos para la generación del modelo computacional	34
4.2	Software InVesalius 1.0. Las imágenes muestran el Software utilizado para el proceso de segmentación.	36
4.3	Thresholding utilizando diferentes valores para los parámetros de centro y ancho de ventana.	36
4.4	Cortes para eliminar ruido en la segmentación.	38
4.5	Contorno generado a partir de distintos valores límite. La imagen a la izquierda se obtiene con un valor de contorno alto (4000 CT), por lo que sólo se obtiene la superficie de la diáfisis femoral. El contorno de la imagen a la derecha ha sido obtenido con un valor inferior (2800 CT).	39
4.6	Utilización del software InVesalius para exportar modelo STL	40
4.7	Proceso de mallado a partir de geometría en formato STL	42
4.8	Volumen con información sobre nivel de gris	43
4.9	Pasos del proceso de calibración	45
4.10	Direcciones principales y plano de isotropía en el modelo del fémur. El plano de isotropía corresponde al formado por las direcciones 2 y 3.	48
4.11	Vista del modelo de elementos finitos con propiedades de material asignadas. En la imagen a la derecha pueden apreciarse los diferentes grupos de material generados. . .	50
4.12	Distribución de densidad (gr) en modelo óseo	51
4.13	Densidad (gr) del fémur N° 1 para modelos 1r y 1d	53
4.14	Densidad (gr) del fémur N° 2 para modelos 2r y 2d	54
4.15	Densidad (gr) del fémur N° 3 para modelos 3r y 3d	56
4.16	Densidad (gr) del fémur N° 4 para modelos 4r y 4d	57
4.17	Densidad (gr) del fémur N° 5 para modelos 5r y 5d	58
4.18	Porción del fémur a la que se asignan propiedades de material con ley constitutiva de isotropía transversal. La imagen corresponde al fémur N° 1. Las imágenes correspondientes de los restantes especímenes pueden ser consultadas en el Anexo D.	59

5.1	Elemento tetraédrico de 10 nodos SOLID92 escogido para el mallado.	61
5.2	Cinco mallas diferentes para modelo de elementos finitos con distinto nivel de refinamiento, utilizados para el análisis de convergencia. Las mallas i-v se muestran de izquierda a derecha con un nivel creciente de refinamiento.	62
5.3	Modelo de elementos finitos preparado para la simulación en ANSYS. La figura muestra el modelo de elementos finitos correspondiente al fémur N° 1 (modelo <i>d</i>) preparado para realizar la simulación.	67
6.1	Resultados experimentales de los fémures ensayados.	69
6.2	Sitio de fractura fémur N° 1.	70
6.3	Sitio de fractura fémur N° 2.	71
6.4	Sitio de fractura fémur N° 3.	72
6.5	Sitio de fractura fémur N° 4.	72
6.6	Sitio de fractura fémur N° 5.	73
6.7	Resultados de la simulación (modelo <i>d</i>) para los cinco fémures.	74
6.8	Tensión (<i>MPa</i>) en la cara anterior de la diáfisis femoral del espécimen N° 1.	77
6.9	Región con mayores valor de Tensión (<i>MPa</i>) para el espécimen N° 2.	78
6.10	Tensión (<i>MPa</i>) en región con los mayores esfuerzos para el espécimen N° 3.	79
6.11	Tensión (<i>MPa</i>) en cara interior de la diáfisis femoral para el espécimen N° 4.	79
6.12	Tensión (<i>MPa</i>) en cara anterior distal de la diáfisis femoral para el espécimen N° 5. . .	80
6.13	Curvas de regresión para modelo <i>d</i> y <i>t</i> del fémur N° 1. La curva de regresión en su tramo final queda por debajo de la recta $y = x$, lo que evidencia la subestimación en los resultados de esfuerzo entregados por la simulación.	84
6.14	Curvas de regresión para modelo <i>d</i> y <i>t</i> del fémur N° 5. La curva de regresión en su tramo final queda muy por sobre la recta $y = x$, lo que indica una sobreestimación en los resultados de esfuerzo entregados por la simulación.	85
6.15	Curvas de regresión para modelo <i>d</i> y <i>t</i> del fémur N° 4 La curva de regresión se encuentra en todo momento por sobre la recta $y = x$, lo que indica una sobreestimación sobreestimación del esfuerzo.	86

6.16	Fuerza Máxima tolerada por los ejemplares óseos. Al considerar las pruebas experimentales de los cinco ejemplares, la desviación estándar y el promedio es 303.3 (33%) y 1169.2 <i>N</i> respectivamente, mientras que al considerar los cuatro primeros especímenes es 52.71 (5%) y 999 <i>N</i>	87
6.17	Efecto del número de materiales en el esfuerzo máximo entregado por cada modelo. . .	88
6.18	Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 2. El modelo <i>r</i> entrega valores que se alejan de los experimentales, reportando valores significativamente mayores para la tensión comparado al modelo <i>d</i> , que se visualizan en color rojo.	90
B.1	Iteraciones para calibración de los cinco especímenes.	102
C.1	Distintos criterios de falla aplicables al material óseo. Se incorpora adicionalmente una regresión construida a partir de datos obtenidos de la simulación de cada espécimen.	106
C.2	Tensiones de Von Misses y tensión principal máxima (dirección 1) calculadas sobre el espécimen óseo. A la izquierda σ_{VM} y a la derecha σ_{max}	106
C.3	Tensiones principales en las direcciones 2 y 3. A la izquierda σ_2 y a la derecha σ_3 . . .	107
D.1	Porción del fémur a la que se asignan propiedades de material con ley constitutiva de isotropía transversal. La imagen corresponde al fémures N° 2, 3, 4 y 5.	108
E.1	Pruebas de convergencia para las diferentes mallas. A la derecha, tensión de los elementos (Sze) y nodos (Szn). A la Izquierda, Variaciones porcentuales para Sze y Szn. .	109
E.2	Deformación de los elementos (Eeet) en tracción y compresión (Eeet), medidos para estudiar la convergencia de las mallas.	110
G.1	Valores de fuerza y deformación en la simulación de los modelos r, t, a, b y c para los cinco fémures.	112
H.1	Zona de fractura de acuerdo a modelo de isotropía transversal para los fémures N° 1 y 2. Tensión de Von Misses (<i>MPa</i>).	113
H.2	Zona de fractura de acuerdo a modelo de isotropía transversal para los fémures N° 3, 4 y 5. Tensión de Von Misses (<i>MPa</i>).	114

I.1	Curvas de regresión para modelo d y t del fémur N° 2.	115
I.2	Curvas de regresión para modelo d y t del fémur N° 3.	115
J.1	Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados de la simulación.	118
J.2	Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados en modelos con propiedades de material variable, fémures N° 1 y 2.	119
J.3	Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados en modelos con propiedades de material variable, fémures N° 3, 4 y 5.	119
J.4	Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 1. . . .	120
J.5	Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 3. . . .	120
J.6	Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 4. . . .	121
J.7	Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 5. . . .	121

INDICE DE TABLAS

2.1	Módulo viscoelástico del tejido óseo	8
2.2	Módulo de Poisson del tejido óseo	9
2.3	Comportamiento viscoelástico de las propiedades mecánicas del tejido óseo	12
2.4	Variación de las propiedades mecánicas del tejido óseo durante el crecimiento	21
3.1	Dimensiones de los ejemplares óseos utilizados para experimentación	23
3.2	Etapas del procedimiento experimental	27
3.3	Valores de coeficientes de regresión para ensayos a distintas velocidades	31
3.4	Valores de coeficientes de error para ensayos a distintas velocidades	32
4.1	Parámetros de escaneo para examen radiológico efectuado	35
4.2	Características del modelo geométrico STL para cada hueso	41
4.3	Características de los especímenes en estudio para calibración	46
4.4	Resultados de calibración para los cinco especímenes	46
4.5	Número de definiciones de material de acuerdo a espaciamiento	52
4.6	Características del modelo de referencial generado para cada espécimen	52
4.7	Características de los modelos para el fémur N° 1	53
4.8	Características de los modelos para el fémur N° 2	54
4.9	Características de los modelos para el fémur N° 3	55
4.10	Características de los modelos para el fémur N° 4	56
4.11	Características de los modelos para el fémur N° 5	57
4.12	Modelos de isotropía transversal generados para cada espécimen	60
5.1	Características de los modelos para análisis de convergencia	62
5.2	Aplicación del esfuerzo de deformación en cada modelo de elementos finitos	65
5.3	Nodos de apoyo y tiempo total de simulación para cada modelo de elementos finitos	66
6.1	Resultados de los ensayos experimentales	68
6.2	Resultados de fractura de los ensayos experimentales	69

6.3	Resultados del esfuerzo para simulaciones de los modelos a, b, c y d	75
6.4	Tensión máxima tolerada antes de la fractura para modelos computacionales de especímenes óseos	76
6.5	Coeficientes de la regresión lineal para modelo (d) de cada espécimen	82
6.6	Coeficientes de la regresión lineal para modelos de isotropía transversal de cada ejemplar	83
A.1	Dimensiones de descansos proximales utilizados en el procedimiento experimental	101
A.2	Dimensiones de descansos distales utilizados en el procedimiento experimental	101
A.3	Ubicación del punto de carga para el procedimiento experimental	101
B.1	Coeficientes α y β para los cinco modelos computacionales obtenidos en el proceso de calibración	102
I.1	Coeficientes de la regresión lineal para modelo r	116
I.2	Coeficientes de la regresión lineal para modelo a	116
I.3	Coeficientes de la regresión lineal para modelo b	116
I.4	Coeficientes de la regresión lineal para modelo c	117

RESUMEN

La presente investigación consiste en la utilización y descripción de un proceso que permite caracterizar de manera particular (sujeto-específico) las propiedades mecánicas del tejido óseo, mediante la utilización de un examen médico de amplia difusión denominado tomografía axial computarizada (TAC). Mediante la información recolectada por el examen radiológico es posible generar un modelo computacional con propiedades de material variables en el espacio, que será utilizado para simular el comportamiento de un fémur porcino al ser sometido a un ensayo de flexión. Se analiza con especial atención el efecto del número de materiales definidos para el modelo computacional. La metodología consta de tres etapas. La primera consiste en el ensayo experimental de cinco muestras óseas provenientes de cerdos sanos, una segunda de generación del modelo computacional de elementos finitos para cada ejemplar, asignando propiedades mecánicas particulares en cada caso y una tercera que consiste en la simulación computacional de los ensayos efectuados, en donde se espera observar valores similares de esfuerzo y deformación, además de coincidencia en el sitio de fractura observado para los ensayos y simulaciones. Los resultados son satisfactorios, logrando apropiada similitud entre los ensayos y el modelo computacional con mayor cantidad de materiales definidos, que además permite reconocer claramente el sitio de origen de la fractura. El procedimiento documentado se presenta como una herramienta poderosa para evaluar la resistencia mecánica de huesos in-vivo, con aplicaciones a pacientes humanos sin la necesidad de contar efectivamente con el ejemplar óseo para realizar un ensayo experimental.

ABSTRACT

Since bone tissue shows significant differences in mass density depending on specimen type and location within it, a detailed and particular characterization method is needed to obtain accurate results whenever FEM simulations are employed. The present work consists of the description and utilization of a method for the subject-specific characterization of certain mechanical properties of bone tissue using computer tomography data. A finite elements model with space-varying properties was built from CT data and it was used to simulate the mechanical response of a porcine femur during a three point bending test. Numerical and experimental tests were performed on five femurs, so that force and displacement values were compared while observing fracture location. To build the finite element models the BoneMat software was used and several groups of elements with common material properties were created. Instead of using a calibration phantom to properly assign CT numbers to density values an iterative method was developed. The results of the present study confirm the great influence the number of materials used have in the characterization of mechanical properties of bones. An average maximum load value of 999 *N* was obtained through experimental tests (s.d. 52.71 *N*) while an average maximum load value of 1110.52 *N* (s.d. 174.62 *N*) was obtained through numerical simulations.

Capítulo 1. INTRODUCCION

1.1. Aspectos Generales

En la actualidad, gracias a las herramientas computacionales, es posible realizar estudios altamente detallados del comportamiento mecánico de los huesos. El enfoque tradicional, se basa en la adquisición de información mediante tomografías computarizadas, gracias a las cuales es posible obtener la geometría del sujeto específico (del inglés *subject-specific*) en estudio y a partir de ésta un modelo de elementos finitos (Schileo, Taddei, Cristofolini, & Viceconti, 2008; Viceconti, Davinelli, Taddei, & Cappello, 2004).

Los modelos de elementos finitos han sido ampliamente aplicados con diversos fines en el estudio del comportamiento mecánico de los huesos (Niebur, Feldstein, Yuen, Chen, & Keaveny, 2000; Keyak, Rossi, Jones, & Skinner, 2001; Wirtz et al., 2003; Jaecques et al., 2004; Anderson, Peters, Tuttle, & Weiss, 2005). En este contexto, la utilización de elementos finitos para estudiar la fractura de huesos, es una herramienta poderosa que permite realizar un estudio no destructivo in-vivo, incluyendo tanto propiedades externas (forma) como internas (características del material constitutivo).

La incorporación de propiedades de material variable en el espacio a partir de la información entregada por la tomografía, ha sido un aporte reciente a este tipo investigaciones (Taddei, Pancanti, & Viceconti, 2004), enfocándose principalmente en la determinación del riesgo de fractura de la cabeza femoral en adultos (Cristofolini, Juszczka, Martellia, Taddei, & Viceconti, 2007; Schileo et al., 2008).

Utilizando las imágenes médicas para la obtención precisa de la geometría y las propiedades del material, es posible generar un modelo computacional altamente preciso, capaz de reproducir diversas condiciones de carga que permiten, por ejemplo, su utilización en el diseño de prótesis e implantes (Tuan & Hutmacher, 2005; Completo, Fonseca, & Simoes, 2007).

1.2. Motivación y Revisión de Trabajos Anteriores

El estudio de las propiedades mecánicas de biomateriales nace de la necesidad de conocer con precisión sus características, a fin de obtener objetos biomédicos que se ajusten de la mejor manera

a la anatomía humana y permitan soportar las cargas dinámicas y estáticas a las que se verán sometidos en el cumplimiento de su función específica.

Los recientes avances tecnológicos aplicados a la medicina, permiten llevar a cabo estudios menos invasivos, que entregan nuevas soluciones permitiendo una mejor calidad de vida a los pacientes. Los modelos de elementos finitos y la simulación computacional, entregan los medios para el diseño, evaluación y creación de dispositivos tales como fijadores externos, prótesis, y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas, sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano (Buroni, Commisso, Cisilino, & Sammartino, 2004).

Muchos estudios computacionales realizados con anterioridad, consideran la utilización de propiedades de material óseo promedio, obtenidas de la literatura (Rho, Hobatho, & Ashman, 1995), pero esta alternativa elimina la posibilidad de realizar un estudio detallado que incorpore características específicas a cada sujeto en estudio.

Otro enfoque, consiste en la obtención de las propiedades mecánicas (por ejemplo, módulo elástico) del hueso a partir de valores de densidad del mismo, y de esta manera, caracterizarlo de acuerdo al espécimen en estudio (Viceconti et al., 2004).

1.3. Hipótesis y objetivos del estudio

La hipótesis de esta investigación es que mediante la generación de un modelo computacional con propiedades de material variable en el espacio y la simulación computacional, validada por ensayos experimentales, es posible reproducir los valores de esfuerzo y deformación junto con el sitio probable de fractura en especímenes óseos. La precisión de los cálculos mejora notablemente al incrementar el número de definiciones de material empleadas. Mediante la simulación computacional se evitan las complicaciones inherentes a la experimentación con tejidos humanos vivos o pertenecientes a otras especies.

El objetivo principal de la tesis es definir con precisión el procedimiento completo para la generación y posterior simulación del modelo digital del hueso, además de estudiar la influencia de la incorporación de un número mayor de materiales en el modelo. Para ello se dispone de cinco ejemplares óseos correspondientes a fémures de cerdos jóvenes, obtenidos gracias a la colaboración del

Departamento de Traumatología del Hospital Clínico de la PUC. En una primera etapa se abordará el estudio de la similitud entre los ensayos experimentales y las simulaciones de los diversos modelos, más tarde se estudiará la influencia de la incorporación de mayor número de propiedades de material en la simulación. Dentro de los objetivos específicos encontramos:

- (i) Estudio de los ensayos experimentales, determinando valores máximos y lugar de fractura.
- (ii) Obtención de las propiedades mecánicas a partir de la información suministrada por la tomografía axial computarizada.
- (iii) Obtención de la geometría del hueso y generación del modelo computacional.
- (iv) Generación de modelos con mayor número de definiciones de material.
- (v) Comparación de resultados computacionales frente a ensayos experimentales.

1.4. Metodología del estudio y resultados esperados

Inicialmente se realizarán los ensayos experimentales para determinar los valores máximos de esfuerzo y deformación junto con la determinación de la región donde se produce la fractura del hueso. De esta manera se obtendrán los valores con los que se aplicarán las cargas en el modelo computacional. Las propiedades mecánicas del material serán determinadas para cada espécimen a partir del examen radiológico efectuado, al igual que la geometría en el proceso de segmentación. Las propiedades del material se obtienen de los valores de densidad ósea calculados a partir del TAC, relacionándose a través de las curvas propuestas por diversos autores (Schileo, Taddei, Malandrino, & Viceconti, 2007; Bayraktar et al., 2004; Wirtz et al., 2000). Mediante este procedimiento se pueden generar modelos computacionales con diverso nivel de refinamiento, que incorporan un número variable de definiciones de material.

Dentro de los resultados que se obtendrán, se espera una buena similitud entre los ensayos experimentales y el modelo computacional implementado con mayor precisión, observándose una gran influencia del número de definiciones de material implementados. Por otra parte, se espera una gran coincidencia en el sitio de fractura observado en los ensayos experimentales y la simulación computacional.

1.5. Contenido y organización de la tesis

1.5.1. Capítulo 1: Introducción

Se comenta brevemente, y de manera general, el problema estudiado y los objetivos que la tesis propone.

1.5.2. Capítulo 2: Marco teórico

Describe la teoría relacionada con el problema estudiado, tanto a nivel de las propiedades del material óseo, como de los fundamentos biomecánicos involucrados en el problema.

1.5.3. Capítulo 3: Estudio experimental

En este capítulo se explica cómo se desarrollaron los ensayos experimentales, junto con el proceso de preparación y cuidado de las muestras óseas.

1.5.4. Capítulo 4: Generación del modelo computacional

El capítulo describe los pasos necesarios para generar un modelo de elementos finitos con propiedades de material variable, a partir de la información suministrada por la tomografía axial computarizada.

1.5.5. Capítulo 5: Análisis computacional

En este capítulo se describe cómo se realizó el análisis por elementos finitos y las distintas etapas de su desarrollo.

1.5.6. Capítulo 6: Resultados y discusión

Se discuten en este capítulo los resultados que se obtuvieron tanto para los ensayos experimentales, como para las simulaciones computacionales. Se compara la similitud entre los resultados computacionales y los ensayos, además de un análisis de la influencia de la incorporación de propiedades de material variable.

1.5.7. Capítulo 7: Conclusiones y trabajo futuro

Este capítulo muestra las conclusiones del trabajo y plantea posibles líneas de investigación futuras que surgen a partir del mismo.

Capítulo 2. MARCO TEORICO

2.1. Propiedades Mecánicas del Material Óseo

A nivel microscópico, el hueso está constituido por un material natural, formado por una proteína blanda y resistente, en forma de una matriz fibrosa de colágeno, rigidizada por cristales de hidroxiapatita $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, que representa entre el 60 a 70 % de su peso seco.

A nivel macroscópico, el hueso está compuesto por dos tipos de tejido: cortical (o compacto) y trabecular (o esponjoso).

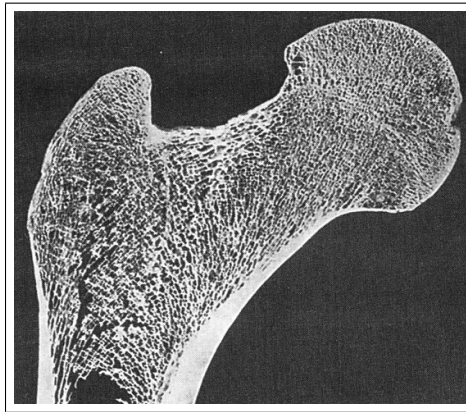


Figura 2.1. Corte frontal longitudinal de fémur humano (Nordin & Frankel, 2001)

El hueso cortical forma la cáscara exterior del hueso y posee la estructura más densa. El hueso trabecular es el tejido esponjoso y poroso, que se encuentra contenido al interior de esta cáscara o en los extremos de los huesos largos, en la forma de delgadas placas o trabéculas, formando una malla. El espacio libre no utilizado por esta malla, se llena con médula roja (Keaveny, Morgan, Niebur, & Yeh, 2001).

Ambos tipos de tejido presentan un comportamiento mecánico completamente distinto y su correcta caracterización es indispensable a la hora de generar un apropiado modelo del hueso. La diferencia física entre ambos tipos de tejido es cuantificada en términos de la densidad aparente del hueso (Nordin & Frankel, 2001), definida como la masa de tejido óseo por unidad de volumen

de hueso, es decir, la masa del tejido mineralizado dividido por el volumen total, incluidos los poros (Buroni et al., 2004). La figura 2.2 muestra una curva típica de Tensión-Deformación para las diferentes densidades aparentes en cada tejido.

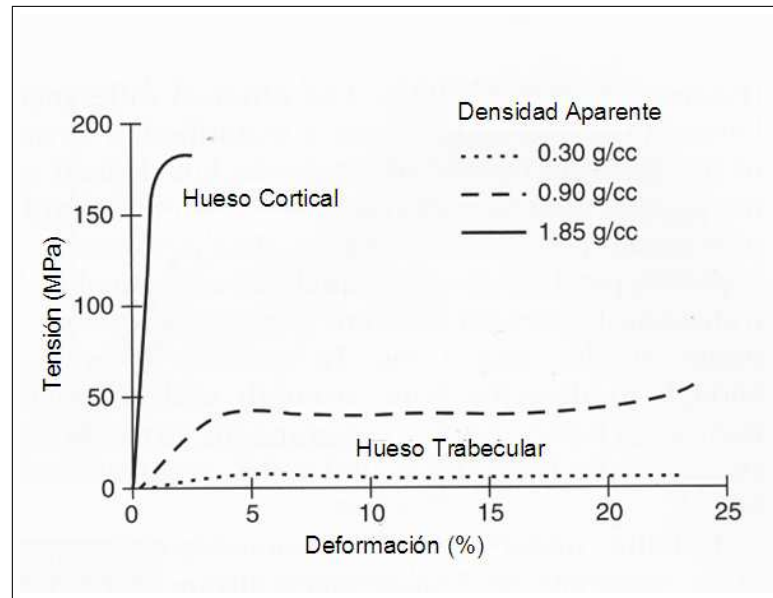


Figura 2.2. Curva Tensión-Deformación para diferentes densidades aparentes (Nordin & Frankel, 2001)

Como alternativa a la aplicación directa de un ensayo de tracción sobre una probeta de material óseo, con el fin de determinar sus propiedades, se han desarrollado métodos modernos, entre los que se cuentan el uso de ultrasonido (Rho, Ashman, & Turner, 1993; Turner, Rho, Takano, Tsui, & Pharr, 1999); modelos de elementos finitos, que simulan el comportamiento macroscópico del hueso, a partir de propiedades microscópicas (Jaecques et al., 2004); y la utilización de Tomografías Computarizadas (Viceconti et al., 2004), entre otros. Las diferencias en los valores reportados entre cada uno de estos métodos han sido documentadas por (Bayraktar et al., 2004).

2.1.1. Propiedades Mecánicas de los Materiales

La relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación obtenida, se expresa en términos de las constantes elásticas, que pueden diferir de acuerdo a la dirección considerada en su obtención.

Si las propiedades son diferentes en cada dirección, se dice que el material es anisotrópico y posee 36 constantes elásticas. Sin embargo, si existe un plano en el que las constantes elásticas son idénticas en cada dirección al interior del mismo, se dice que el material posee isotropía transversal y solo cuenta con 5 constantes elásticas constitutivas. Finalmente, si existe simetría y no existe dependencia direccional para las constantes elásticas, el material es isotrópico y posee solo 2 constantes elásticas (Courtney, 2000). Habitualmente, se utiliza el Módulo de Young y el Módulo de Poisson para caracterizar un material isotrópico.

El módulo de Young o módulo elástico, corresponde a la pendiente de la curva Tensión - Deformación, obtenida para esfuerzos uniaxiales. El módulo elástico representa la rigidez del material: a mayor valor del módulo de Young, mayor será la rigidez. En la tabla 2.1 se muestran algunos valores correspondientes al Módulo Elástico para tejido óseo obtenido de diversas fuentes, donde el modulo elástico representa el valor de la constante en dirección paralela al eje longitudinal del hueso.

Tabla 2.1. Módulo viscoelástico del tejido óseo

(Reilly & Burstein, 1974)			
Especie	Autor	Tipo de Ensayo	Valor (MPa)
Humano	Dempster y Liddicoat, 1952	Compresión lenta	8.69
Humano	Dempster y Liddicoat, 1952	Compresión lenta	14.1
Bovino	Sweeney 1965	Tracción lenta	17.2
Bovino	Sweeney 1965	Compresión lenta	16.5
-	Lang, 1970	Ultrasonido	22
-	Burnstein, 1972	Tensión	17.2

La segunda constante independiente para un material isotrópico es el Módulo de Poisson, que corresponde a la razón entre la deformación en la dirección perpendicular y la dirección paralela a la del esfuerzo. Esta constante, entrega una medida de la capacidad del material de conservar su volumen al ser cargado en una dirección (Reilly & Burstein, 1974). La tabla 2.2 entrega valores para el módulo de Poisson en especímenes cargados en dirección paralela al eje longitudinal del hueso.

Tabla 2.2. Módulo de Poisson del tejido óseo

(Reilly & Burstein, 1974)			
Especie	Autor	Tipo de Ensayo	Valor
Bovino	Lang, 1970	Determinación Ultrasónica	0.482
Bovino	McElhaney, 1965	Compresión 0.1 seg^{-1}	0.28
Humano	Ko, 1953	Tensión lenta	0.08 a 0.45

2.1.2. Propiedades Mecánicas del Tejido Cortical

El hueso cortical es más rígido que el trabecular, siendo capaz de soportar esfuerzos mucho mayores antes de fracturarse, pero tolera bajos niveles de deformación. Se ha observado que el tejido cortical se fractura al aplicarse deformaciones cercanas al 2% (Nordin & Frankel, 2001). En principio, el hueso de la zona cortical no se comporta como un material isotrópico, es decir, sus propiedades mecánicas dependerán de la dirección considerada. Por ejemplo, en la epífisis femoral (región central alargada de los huesos largos como el fémur) la rigidez es alrededor de un 50% mayor en la dirección longitudinal que en la transversal. Sin embargo, puede presentar distintos tipos de simetría elástica, dependiendo de su estructura, aunque lo más normal es que presente isotropía transversal, o que se comporte como un material ortotrópico (Katz & Meunier, 1987).

A lo largo de la epífisis femoral, el eje del hueso define una dirección característica, por lo que la zona cortical puede ser bien representada con un modelo de isotropía transversal. En este caso, se considera que el plano de isotropía corresponde al definido por la sección transversal, perpendicular al eje longitudinal del hueso (figura 2.3).

2.1.3. Propiedades Mecánicas del Tejido Trabecular

El hueso trabecular es el tejido poroso y esponjoso encontrado en huesos planos e irregulares, tales como el esternón, la pelvis o las vértebras y en los extremos de los huesos largos como el fémur. Una de las características del tejido óseo, particularmente evidente en el hueso esponjoso, es su capacidad de remodelarse continuamente, alineando la dirección de las trabeculas constitutivas con las direcciones principales con el fin de minimizar las tensiones y aumentar la resistencia en función del estado de carga predominante.

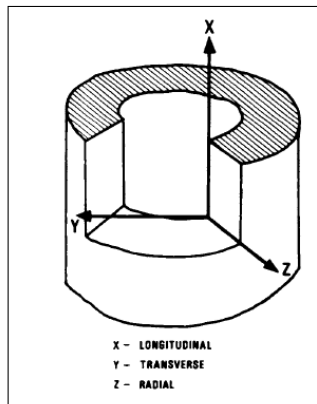


Figura 2.3. Dirección longitudinal (x) y plano de isotropía (y-z)
(Reilly & Burstein, 1974)

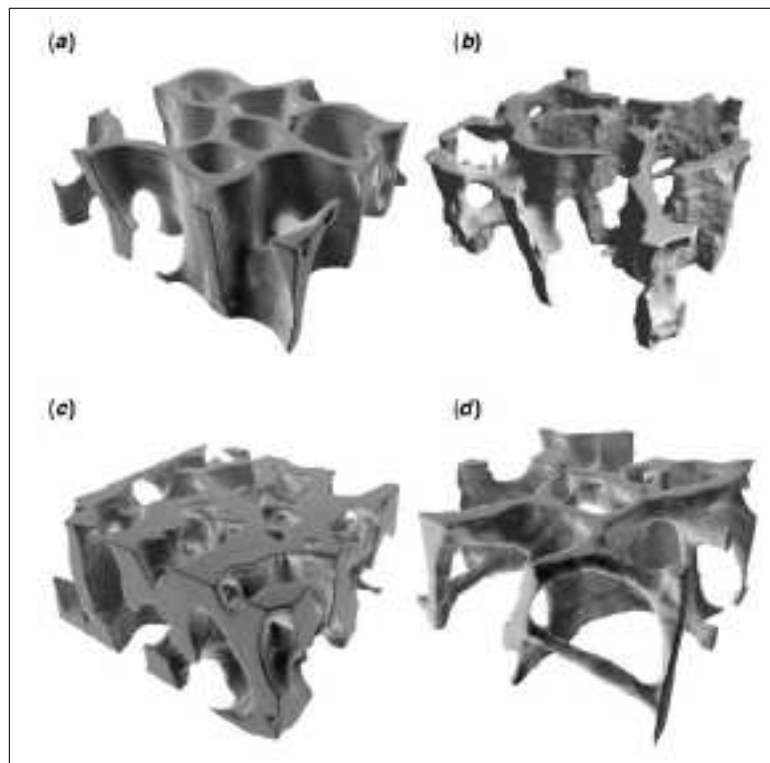


Figura 2.4. Representación del tejido trabecular para diversas especies y ubicaciones. a) Tibia bovina, b) tibia humana, c) fémur humano y d) vértebra humana
(Keaveny et al., 2001)

El material que constituye el hueso trabecular es morfológicamente similar al hueso cortical (un compuesto de hidroxipatita, colágeno, agua y trazas de otras proteínas) pero se encuentra organizado en "paquetes" de hueso laminar (figura 2.4).

El hueso trabecular es capaz de tolerar altas deformaciones, hasta un 50% antes de llegar a la fractura, lo que le confiere una alta flexibilidad comparado al tejido cortical. Este comportamiento se debe a que la matriz porosa que constituye el hueso trabecular, es capaz de almacenar mayor cantidad de energía elástica antes de la fractura (Keaveny & Hayes, 1993).

La caracterización del tejido trabecular, presenta mayores dificultades debido a la alta heterogeneidad encontrada. En la mayoría de los casos, su comportamiento es isotrópico, sin embargo, es posible encontrar regiones donde el comportamiento es fuertemente anisotrópico, debido a la reordenación aleatoria de las trabéculas en determinadas regiones del hueso, siguiendo las líneas de esfuerzo. Es sabido que la matriz del tejido trabecular se vuelve más anisotrópica al aumentar la porosidad del mismo, siguiendo la ley de Wolff (Cowin, 1986; Buroni et al., 2004) que señala que la anisotropía se desarrolla como un mecanismo adaptativo de respuesta generado por la aplicación de carga al hueso, es decir, se genera tejido óseo donde es solicitado (Keaveny et al., 2001). Para un espécimen bovino de hueso femoral, la razón entre el mayor valor del módulo de elasticidad y otro en alguna dirección ortogonal puede llegar a ser hasta 7.4 (Keaveny et al., 2001).

2.1.4. Comportamiento Viscoelástico del Tejido Óseo

Si las constantes que definen un material se ven afectadas por la tasa de deformación, se dice que el material es viscoelástico. El tejido óseo es considerado un material viscoelástico, ya que la velocidad a la que los esfuerzos son aplicados, influye en su comportamiento mecánico, fenómeno originado por las propiedades viscoelásticas de las fibras de colágeno que constituyen la matriz ósea (Iyo, Maki, Sasaki, & Nakata, 2004).

Un hueso será más rígido y capaz de soportar mayores esfuerzos cuando la carga sea aplicada a altas velocidades (Nordin & Frankel, 2001). La tabla 2.3 muestra las variaciones en las propiedades mecánicas del tejido óseo al aplicarse esfuerzos a diferentes velocidades.

De estos datos se desprende que es posible observar un aumento máximo del 50% en el módulo elástico junto con una reducción porcentual del mismo valor para la deformación.

Tabla 2.3. Comportamiento viscoelástico de las propiedades mecánicas del tejido óseo

(Reilly & Burstein, 1974)			
Tasa de Deformación %	Tensión Última	Módulo Viscoelástico	Deformación Máxima
0.001 seg^{-1}	176 <i>Mpa</i>	18.6 <i>Gpa</i>	1.88%
0.01 seg^{-1}	207 <i>Mpa</i>	20 <i>Gpa</i>	1.82%
0.1 seg^{-1}	231 <i>Mpa</i>	24.1 <i>Gpa</i>	1.75%
1 seg^{-1}	252 <i>Mpa</i>	27.6 <i>Gpa</i>	1.25%
300 seg^{-1}	283 <i>Mpa</i>	33.1 <i>Gpa</i>	1%
1500 seg^{-1}	365 <i>Mpa</i>	42.1 <i>Gpa</i>	0.9%

De esta forma, el hueso se caracteriza por ser un material compuesto, altamente heterogéneo con un comportamiento anisotrópico, no lineal y viscoelástico, que puede ser estudiado y modelado realizando determinados supuestos básicos.

2.2. Caracterización del Material Óseo Usando Tomografías

La utilización de Tomografías para la caracterización del material óseo, ha sido el método más difundido en el último tiempo, ya que permite obtener gran cantidad de información a un costo (tiempo y dinero) relativamente bajo. El tomógrafo, está compuesto básicamente por un tubo generador de rayos X y un detector de radiación que mide la intensidad del haz emitido, luego que ha atravesado el objeto en estudio. Conocida la intensidad emitida y recibida, es posible calcular la atenuación o energía absorbida, que se relaciona con la densidad del tejido y de esta manera es posible establecer una relación con las propiedades mecánicas del mismo. La utilidad de este método al aplicarse al estudio de material óseo, se debe a que el tejido óseo posee un coeficiente de atenuación mucho mayor al del resto de los tejidos que lo rodean (tejidos blandos como músculo, piel y tendones), lo que permite obtener imágenes altamente contrastadas (Viceconti et al., 2004).

El formato de las imágenes obtenidas, corresponde a lo que se conoce como archivo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que es un estándar utilizado a nivel mundial para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas provenientes de diferentes equipos (Wikipedia, 2008).

Mediante una Tomografía por rayos X, es posible obtener imágenes bidimensionales en escala de grises correspondientes a cortes espaciados del objeto en estudio, que permiten reconstruirlo tridimensionalmente (figura 2.5). La elección del espaciamiento entre cortes dependerá de la precisión deseada en la reconstrucción y de las capacidades del equipo.

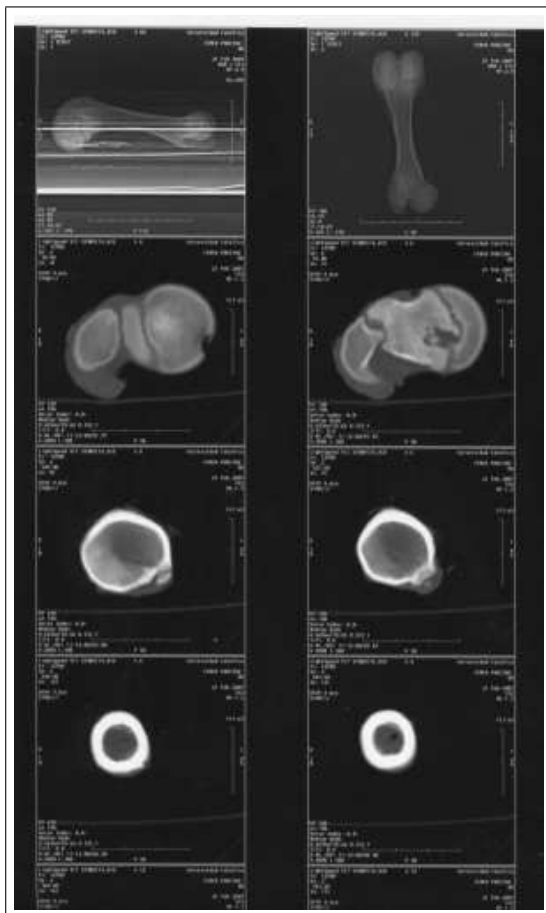


Figura 2.5. Tomografía por rayos X practicada a un ejemplar de fémur porcino. La imagen muestra varios cortes pertenecientes a diferentes regiones del fémur

El resultado de una tomografía es una matriz de números, en la que cada uno de estos representa un punto (pixel) de la imagen en cada corte. Cada uno de éstos valores, denominados números CT, es proporcional al coeficiente de atenuación del material correspondiente a esa ubicación espacial y se calcula de acuerdo a la siguiente relación (Buroni et al., 2004):

$$CT = \frac{\mu_{mat} \cdot E - \mu_{agua} \cdot E}{K} \quad (2.1)$$

donde:

E: Energía incidente del haz de rayos X, idéntica en ambos términos.

μ_{agua} : Coeficiente de atenuación lineal del agua.

μ_{mat} : Coeficiente de atenuación lineal del material en estudio.

K: Constante que depende del diseño del equipo.

Habitualmente, estos valores se expresan en la escala de Hounsfield (HU), en la que se define con el valor 0 (HU) la transparencia relativa del agua destilada a presión y temperatura estándar y con el valor -1000 (HU) a la del aire (Buroni et al., 2004).

El proceso mediante el cual es posible relacionar las propiedades mecánicas del hueso con la información provista por las tomografías, cuenta con una serie de pasos que pueden variar dependiendo de la estrategia escogida por el autor (Zannoni, Mantovani, & Viceconti, 1998; Pfeiler, Lalush, & Lobo, 2007; Anderson et al., 2005; Taylor et al., 2002; Keyak, Kaneko, Tehranzadeh, & Skinner, 2005).

Para llevar a cabo el proceso, primero es necesario generar una malla de elementos finitos a partir de la información de la tomografía, lo que permite obtener un modelo de la geometría externa del ejemplar óseo que se desea estudiar (Shima, Pitto, Streicher, Hunter, & Anderson, 2007). En términos generales, una malla de elementos finitos está compuesta por un conjunto de elementos y nodos. Cada elemento define una unidad de volumen en cuyos extremos se ubican los nodos.

Para vincular cada elemento de la malla con sus respectivas propiedades mecánicas, es necesario llevar a cabo una serie de pasos, detallados a continuación (Taddei et al., 2004):

- (i) Obtención de $\overline{CT}$: Para cada elemento finito de la malla, se realiza una integración de los números CT, basándose en la información de la tomografía.

$$\overline{CT}_n = \frac{\int_{V_n} CT(x, y, z) dV}{\int_{V_n} dV} \quad (2.2)$$

donde CT corresponde a la información proporcionada por la tomografía, V es el volumen del elemento y el subíndice n indica el n -ésimo elemento.

- (ii) Calibración: Los números CT entregados por la tomografía dependen de múltiples factores relativos al examen, tales como la corriente y tensión del tubo (determinados por el especialista que realiza la operación). Cuando se encuentra a disposición, la calibración utilizando un fantoma es útil para corregir los valores entregados y ajustarlos a una escala útil al objeto que se estudia (Anderson et al., 2005). La ecuación de calibración es de la forma:

$$\bar{\rho}_n = \alpha + \beta \cdot \overline{CT}_n \quad (2.3)$$

donde:

$\bar{\rho}_n$: Densidad uniforme asignada al n ésimo elemento de la malla.

$\overline{CT}_n$: Valor uniforme para CT .

α y β : Coeficientes de calibración determinados por el usuario.

- (iii) Definición de un módulo de Young Uniforme: Existen numerosos estudios publicados que relacionan la densidad del tejido óseo con el módulo elástico (Wirtz et al., 2000; Morgan, Bayraktar, & Keaveny, 2003; Carter & Hayes, 1977). En general todas estas relaciones pueden escribirse en la forma:

$$\bar{E}_n = a + b \cdot \bar{\rho}_n^c \quad (2.4)$$

donde:

$\bar{E}_n$: Módulo de Young uniforme asignado al n ésimo elemento de la malla.

$\bar{\rho}_n$: Densidad del n ésimo elemento.

a , b y c : Coeficientes utilizados para caracterizar la relación.

De esta manera es posible, en teoría, obtener propiedades de material particulares a cada elemento de la malla.

Al final del procedimiento descrito, se dispone de una malla (que representa la geometría) a la que han sido integradas las propiedades del material promedio, correspondientes a cada elemento de la misma.

2.3. Fémur Porcino: Anatomía y Estudio

La utilización de material óseo humano para estudios biomecánicos plantea dificultades de diversa índole: consideraciones de tipo éticas, legales o relacionadas con la disponibilidad de los ejemplares. Por este motivo, muchos autores han optado por realizar investigaciones utilizando muestras de otras especies animales, que permiten llevar a acabo experimentos con similares características a los realizados con muestras humanas (Haddock, Yeh, Mummaneni, Rosenberg, & Keaveny, 2004; Jaasma, Bayraktar, Niebur, & Keaveny, 2002; Margulies & Thibault, 2000; Bramer et al., 1998; Lin, Tsai, & Chang, 1997).

La elección de una especie animal en particular debe basarse en la similitud de la característica que se desea estudiar en el experimento. Por este motivo, para la realización del presente estudio se han escogido ejemplares óseos provenientes de cerdos jóvenes, motivado por las similitudes que este tejido presenta y que lo precisa como una de las especies más afines a la humana (Aerssens, Boonen, Lowet, & Dequeker, 1998) para realizar experimentos biomecánicos.

La figura 2.6 corresponde al dibujo del esqueleto de un cerdo, donde es posible apreciar la ubicación y disposición anatómica normal del fémur.

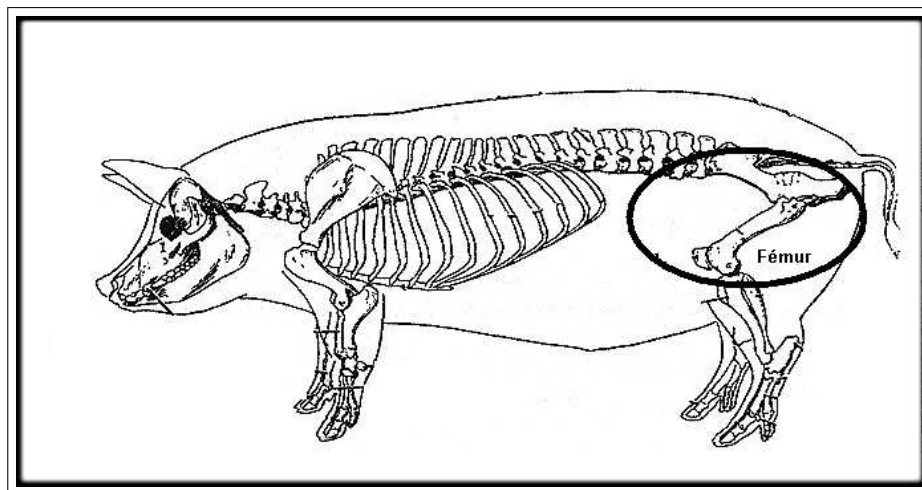


Figura 2.6. Esqueleto del Cerdo. El fémur se ubica en la extremidad inferior a continuación de la pelvis, en la imagen puede apreciarse su disposición normal
(Extraído de <http://www.upprs.com/health/skeleton.htm>)

En particular, el fémur porcino posee las mismas características anatómicas principales observadas en el fémur humano, distinguiéndose regiones como: La cabeza del fémur, el trocánter mayor y los cóndilos mediales y laterales (figura 2.7).

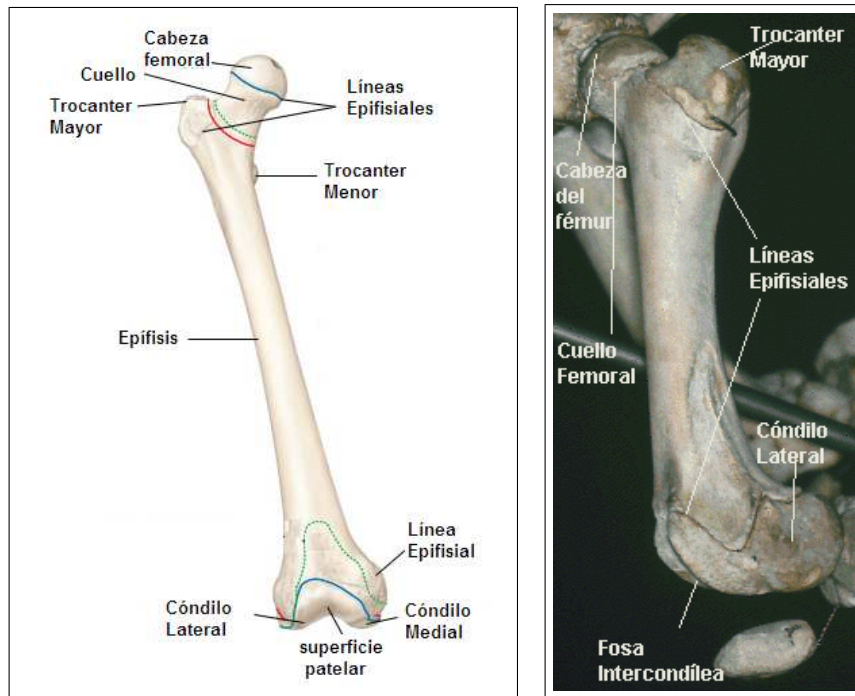


Figura 2.7. Principales regiones anatómicas del fémur humano y porcino. A la izquierda: Anatomía del fémur humano. A la derecha: Anatomía del fémur de cerdo

En los huesos largos (como el fémur) se distinguen tres regiones principales:

- (i) El cuerpo ó diáfisis, que corresponde a la región central alargada del hueso,
- (ii) la epífisis superior o proximal, que articula con la pelvis y
- (iii) la epífisis inferior o distal, que articula con la tibia.

A lo largo de la diáfisis del hueso existe un predominio de tejido cortical, que confiere una alta resistencia en el sentido longitudinal, mientras que en la epífisis (tanto distal como proximal) es posible observar el predominio del tejido trabecular (Nordin & Frankel, 2001), cuya resistencia varía de acuerdo a las líneas de esfuerzo a las que se ve sometido durante su desarrollo (Keaveny et al., 2001). La figura 2.8 muestra la distribución de ambos tejidos en el fémur humano, en la que además es posible observar la cavidad medular a lo largo de la diáfisis.

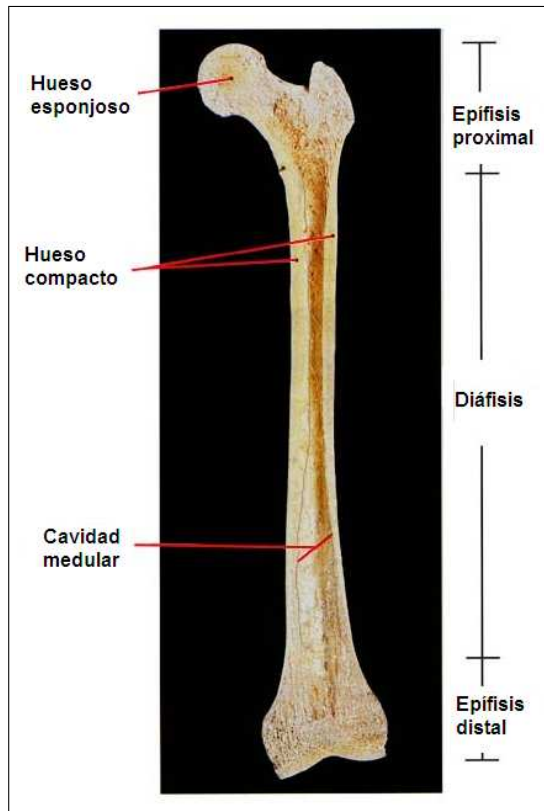


Figura 2.8. Distribución del tejido Cortical y Trabecular en huesos largos. El hueso cortical (compacto) se ubica preferentemente en la epífisis mientras que el hueso trabecular (esponjoso) se ubica hacia los extremos proximal y distal

Otro factor importante a la hora de caracterizar el comportamiento mecánico del tejido óseo, es el grado de madurez o edad del individuo del cual proviene el hueso estudiado. La siguiente sección describe las principales características de los huesos durante los primeros años de desarrollo.

2.3.1. Huesos Inmaduros: Consideraciones

Debido a que los huesos son un tejido vivo que experimenta permanente remodelación, es importante notar la relevancia que tiene la edad en las propiedades del mismo, que influyen directamente en su comportamiento mecánico.

La modificación de las propiedades del tejido óseo ha sido estudiada con anterioridad, con la intención de poner en evidencia la enorme relevancia que tiene en el estudio clínico de fracturas

en niños durante los primeros años de vida (McCalden, McGeough, & Court-Brown, 1997). Estudios de esta naturaleza han dejado de manifiesto los enormes cambios que ocurren en los huesos, tanto a nivel morfológico, como en su composición mineral (Rauch & Schoenau, 2001), que deben ser considerados a la hora de realizar un estudio biomecánico, ya que modifican sus propiedades mecánicas (módulo elástico y tensión de fractura, por ejemplo) de manera significativa (Currey & Butler, 1975; Burstein, Reilly, & Martens, 1976).

Uno de los efectos observados durante el crecimiento de los huesos, es el engrosamiento de la pared de tejido cortical, que tiene efectos directos sobre la respuesta mecánica del mismo ya que es el principal responsable de su rigidez y resistencia estructural. En la figura 2.9 puede observarse la variación de BMD_{total} con la edad. BMD_{total} (*Bone Mass Density*) se define como la masa mineral más la masa del tejido orgánico contenido dividido por el volumen externo y se calcula de la siguiente manera:

$$BMD_{total} = [BMD_{Comp}^C \cdot V_{Rel}^C] + [BMD_{Comp}^T \cdot (1 - V_{Rel}^C)] \quad (2.5)$$

donde BMD_{Comp} corresponde a la masa mineral por unidad de volumen del compartimiento cortical o trabecular de acuerdo al caso (C ó T) y V_{Rel}^C es la fracción de volumen cortical.

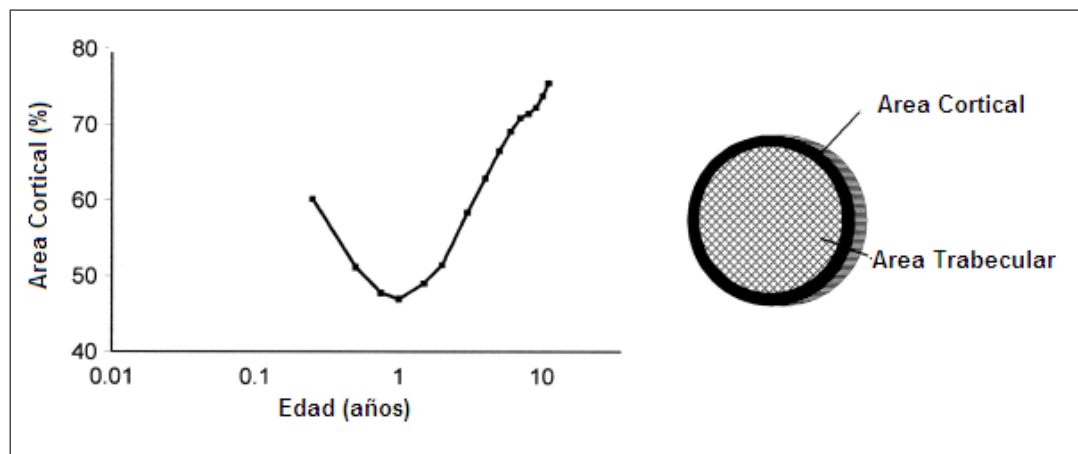


Figura 2.9. Variación del área cortical con la edad. El área relativa correspondiente al tejido cortical (medida en una sección transversal) experimenta un importante incremento a partir del año de vida

(Rauch & Schoenau, 2001)

Se han realizado estudios que registran variaciones de BMD_{total} en torno al 60% (figura 2.10) para el rango de edad comprendido entre los 5 y 20 años de jóvenes saludables (Boot, Ridder, Pols, Krenning, & Muinck Keizer-Schrama, 1997), que permiten establecer claras diferencias en la composición de huesos inmaduros, es decir, pertenecientes a individuos en crecimiento, frente a las características observadas en adultos.

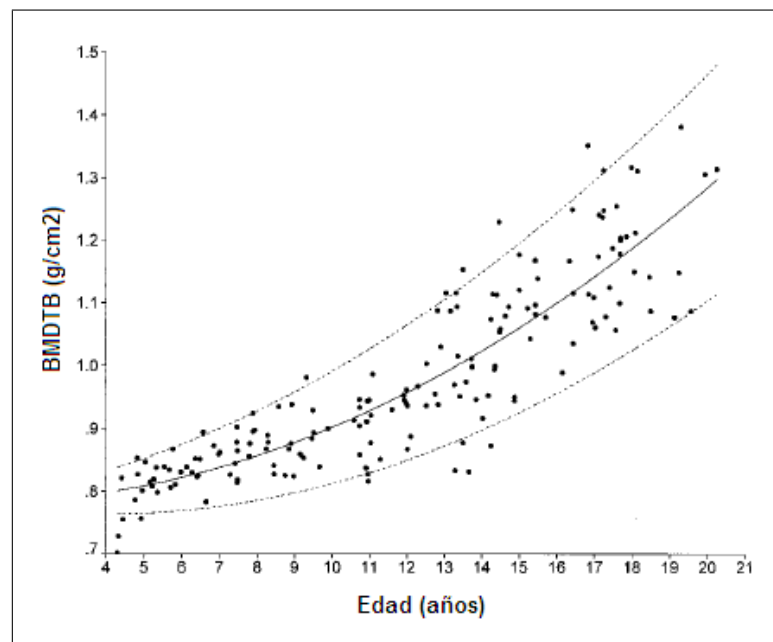


Figura 2.10. Variación de la densidad ósea durante los primeros 20 años de vida (Boot et al., 1997)

De acuerdo a lo expuesto con anterioridad en la sección 2.2, existe una serie de relaciones empíricas que vinculan las propiedades del material óseo con su densidad, y dada la variación que experimenta esta última propiedad durante los primeros años de vida, a la hora de evaluar las propiedades mecánicas de huesos inmaduros, nos encontramos con cambios que indican un aumento en la rigidez (módulo elástico) del hueso durante el período de crecimiento (Currey & Butler, 1975), como lo indica la tabla 2.4.

Tabla 2.4. Variación de las propiedades mecánicas del tejido óseo durante el crecimiento

(Currey & Butler, 1975)				
Edad (años)	Género	Número de especímenes	Módulo eástico (GPa)	Deformación (mm)
2	F	4	82.2	1.91
2.5	M	4	91.5	1.91
3	M	4	79.2	2.12
3.5	M	8	97.1	1.69
4	F	10	98.5	1.76
6	M	5	137.8	1.79
8	F	11	122.7	1.5
13	M	7	117.7	1.63
14	M	6	114.5	1.58
16	M	9	120.8	1.56
17	M	12	122.1	1.5
26	M	10	143.8	1.33
28	M	6	133.5	1.19
32	M	8	148.1	1.32
39	M	6	141.7	1.01
44	M	7	162	1.11
46	F	6	153.8	1.13
48	M	6	154.3	1.26

Los estudios numéricos y experimentales realizados con anterioridad utilizan en su mayoría muestras óseas cadavéricas, que en su mayoría corresponden a donantes humanos fallecidos, de avanzada edad. Para esta investigación, se utilizaron muestras óseas (animales) correspondientes a ejemplares jóvenes, por lo que se hace indispensable tomar en cuenta estos factores a la hora de caracterizar el material constitutivo.

Capítulo 3. ESTUDIO EXPERIMENTAL

El estudio experimental realizado en la presente investigación, contempla el ensayo de especímenes porcinos, provenientes de cerdos jóvenes. Los especímenes animales fueron facilitados por el Centro de Medicina Experimental de la Universidad Católica y preparados para ser utilizados en el presente estudio por un alumno de la Escuela de Medicina. Luego de esto, fueron almacenados y transportados siguiendo una cadena de frío, de un modo similar al empleado por Thibaut (Thibaut, 2007).

3.1. Descripción del material utilizado

Para los experimentos, se utilizaron fémures provenientes de animales sanos, en los que no se observaron anomalías óseas a través del estudio radiológico (tomografía). Los fémures fueron extraídos de animales ya sacrificados, utilizados para otros estudios del Centro de Medicina Experimental. Los cerdos corresponden a ejemplares híbridos de raza *Land Race*, que al momento de ser sacrificados tenían aproximadamente 3 meses de edad.

De todo el material disponible, se escogieron para la experimentación aquellos que luego de una inspección visual mostraban un aspecto y rasgos anatómicos normales. La figura 3.1 muestra los especímenes escogidos, antes de ser sometidos al experimento.

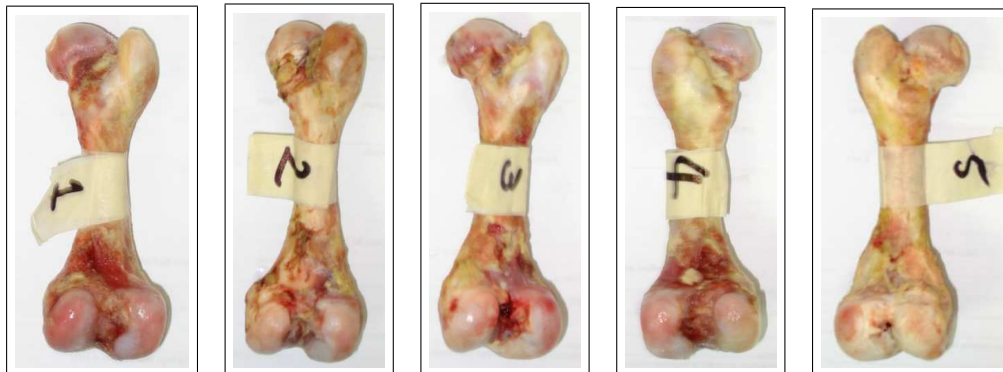


Figura 3.1. Fémures escogidos para experimentación

Se escogieron 3 fémures derechos y 2 izquierdos, buscando similares proporciones anatómicas en todos los ejemplares. La tabla 3.1 muestra un resumen con las principales características de cada hueso utilizado.

Tabla 3.1. Dimensiones de los ejemplares óseos utilizados para experimentación

	Femur 1	Femur 2	Femur 3	Femur 4	Femur 5
Lado (Izq - Der)	Derecho	Derecho	Derecho	Izquierdo	Izquierdo
Longitud Total (mm)	130	135	128	131	135
Diámetro Diáfisis (mm)	20	18	20	19	18
Masa total (gr)	94.13	91.91	95.77	94.78	106.78

De los ejemplares escogidos, solo el N° 5 resultó ser de mayores dimensiones que el resto, por lo que, como será evidenciado más adelante, los resultados del ensayo al que fue sometido muestran algunas diferencias.

3.2. Ensayo de flexión

El comportamiento mecánico de los huesos, es decir, su comportamiento bajo la influencia de momentos y fuerzas externas, se ve afectado por sus propiedades constitutivas, sus características geométricas, el modo que se aplican las cargas y la velocidad y dirección de aplicación. Dependiendo del modo en que se aplique la carga, ésta puede producir tracción, compresión, flexión, corte, torsión o bien una combinación de éstos. En los seres vivos, los huesos están permanentemente sometidos a todos estos modos de carga (Nordin & Frankel, 2001).

En particular, es interesante estudiar la respuesta mecánica de los huesos al ser sometidos a la flexión. En estudios realizados anteriormente (Cristofolini, Viceconti, Cappello, & Toni, 1996; Bramer et al., 1998), se han practicado ensayos de flexión con el fin de estudiar el comportamiento de implantes y analizar la influencia del plano en que se aplica la carga (anterior, posterior, lateral, etc). La conclusión de este último estudio (Bramer et al., 1998) es que el plano de aplicación no posee gran influencia en la resistencia máxima, con variaciones porcentuales máximas del orden de 6% entre los diferentes planos posibles (anterior, posterior, lateral y medial).

Las fracturas producidas por flexión son observadas con gran frecuencia, en especial asociadas a los huesos largos como el fémur (Nordin & Frankel, 2001; Bramer et al., 1998). La figura 3.2 muestra una fractura típica producida por un esfuerzo de flexión, en un fémur humano.

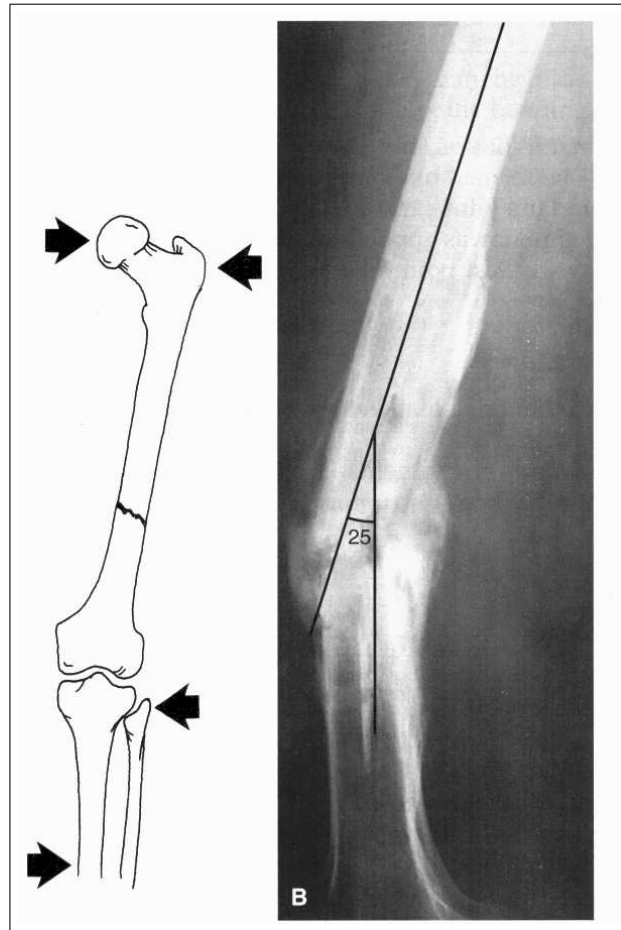


Figura 3.2. Fractura producida por flexión en fémur humano (Nordin & Frankel, 2001)

La flexión ocurre cuando las fuerzas que actúan en una estructura producen dos momentos equivalentes, cada uno producido por las fuerzas en los extremos y su distancia perpendicular al punto donde la carga es aplicada. Si la fuerza es aplicada hasta la ruptura, para estructuras homogéneas y simétricas, se producirá la falla justo en el punto de aplicación de la fuerza. Cuando un hueso es sometido a este esfuerzo, internamente se produce una combinación de esfuerzos de tracción y compresión. Las deformaciones y tensiones por tracción actúan a un lado del eje neutro, mientras que la compresión ocurre en el lado opuesto y el eje neutro se encuentra libre de

tensiones y deformación (figura 3.3). En general, a mayor distancia del eje neutro, mayores serán los esfuerzos observados. Es interesante notar que debido a la naturaleza asimétrica del hueso, las tensiones que se observan pueden encontrarse distribuidas de manera no uniforme.

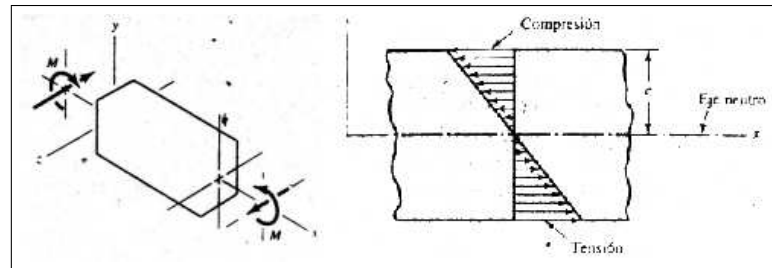


Figura 3.3. Tensión en un elemento sometido a flexión (Shigley & Mischke, 2002)

Un ensayo de flexión de tres puntos, se configura de manera de que las reacciones a la fuerza aplicada se ubican en los extremos del elemento y la deformación máxima dependerá de la magnitud y ubicación de la fuerza (figura 3.4).

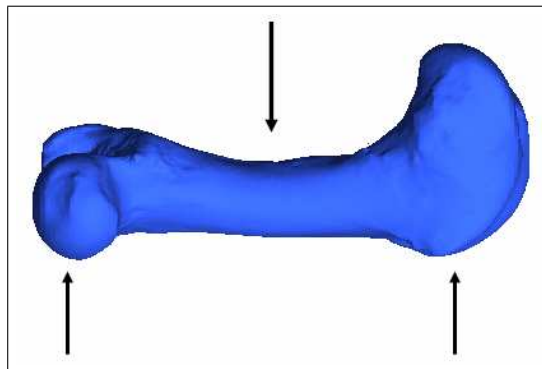


Figura 3.4. Fuerzas en el fémur sometido a un ensayo de flexión de tres puntos

3.3. Metodología de experimentación

Para realizar los experimentos es necesario llevar a cabo una serie de pasos, desde la adquisición del material óseo hasta la realización final del ensayo. La secuencia de pasos se describe a continuación:

- (i) Extracción de los especímenes óseos de los animales, una vez que éstos hayan sido sacrificados.
- (ii) Eliminación de la mayor cantidad posible de tejidos blandos adheridos: Tanto la extracción como la limpieza de los huesos necesarios para la experimentación, fue llevada a cabo por Javier Pérez, por ese entonces alumno de la Escuela de Medicina de la PUC. Su labor consistió en la disección del fémur y la separación del resto de los tejidos blandos que podrían interferir en la realización de los ensayos. Ambas actividades se llevaron a cabo en el Centro de Medicina experimental de la PUC, dependiente de la Escuela de Medicina de la misma institución.
- (iii) Almacenamiento del material óseo en congelador: Para evitar que el material perdiera sus propiedades constitutivas, fue congelado y almacenado inmediatamente a continuación de los pasos previamente mencionados, utilizando para tal propósito un refrigerador disponible en el Centro de Cirugía del Hospital Clínico de la PUC.
- (iv) Realización de exámenes radiológicos: Antes de ser ensayados experimentalmente, los huesos deben pasar por su respectivo examen radiológico (TAC), proceso que será descrito en detalle en el siguiente capítulo. Para llevar a cabo el examen radiológico no es necesario el descongelamiento del hueso, sin embargo durante el procedimiento es posible que se produzca descongelación parcial, lo que de acuerdo al estudio de Thibaut (Thibaut, 2007) no afectaría las propiedades del material.
- (v) Almacenamiento del material óseo en congelador: De igual manera a como fue descrito en el ítem 3.
- (vi) Fabricación de descansos: Se fabricaron descansos para cada extremo de los huesos, utilizando resina. Al igual que durante el examen radiológico, se produce descongelamiento parcial de las muestras.
- (vii) Almacenamiento del material óseo en congelador.
- (viii) Preparación de las muestras: Antes de realizar los ensayos de flexión sobre los fémures, fue necesario realizar un proceso de descongelación. Este se llevó a cabo a temperatura ambiente (18° C) durante dos horas aproximadamente. Al momento de encontrarse descongelados, los huesos fueron examinados y se tomó nota de sus principales medidas (tabla 3.1). La obtención de la masa de cada espécimen se obtuvo mediante una balanza

electrónica de precisión, disponible en el Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la PUC. Finalmente, se tomaron fotografías de las muestras antes del ensayo (3.1), de modo de documentar los pasos del proceso.

- (ix) Realización de los ensayos de flexión: Una vez que los especímenes se encontraban descongelados, fueron montados en un dispositivo especialmente diseñado para realizar el ensayo de flexión. El montaje del sistema experimental será descrito en detalle en la sección 3.4.
- (x) Almacenamiento de las muestras ensayadas: Con el fin de disponer de las muestras para un posterior análisis, éstas fueron recongeladas y almacenadas en dependencias del Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la PUC.

La siguiente tabla (3.2) muestra un resumen que indica el estado de las muestras en cada etapa del proceso experimental.

Tabla 3.2. Etapas del procedimiento experimental

Etapa	Descripción	Estado de las Muestras	Lugar
1	Extracción y limpieza	Descongeladas	Centro Medicina Experimental UC
2	Almacenamiento	Congeladas	Centro de Cirugía Hospital Clínico UC
3	Estudio Radiológico	Parcialmente Congeladas	Hospital Clínico UC
4	Almacenamiento	Congeladas	Centro de Cirugía Hospital Clínico UC
5	Fabricación de descansos	Parcialmente Congeladas	Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica PUC
6	Almacenamiento	Congeladas	Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica PUC
7	Preparación de las muestras	Descongeladas	Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica PUC
8	Ensayo experimental	Descongeladas	Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica PUC
9	Almacenamiento final	Congeladas	Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica PUC

3.4. Descripción del montaje experimental

Los ensayos mecánicos practicados a las muestras óseas, se llevaron a cabo en el Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica de la PUC. Para este propósito, se utilizó la máquina de ensayos universales INSTRON (Mod. 4206, Instron, Canton, MA, USA) adaptada para ser utilizada en el ensayo de flexión que se practicó a las muestras. Con este fin se prepararon descansos fabricados en resina (figura 3.5) para los extremos de cada hueso. El nombre comercial del producto es GELCOAT y se utiliza habitualmente para reparaciones de cascos de veleros y otras embarcaciones. El material posee alta dureza, por lo que su utilización no introduce errores en las mediciones realizadas.

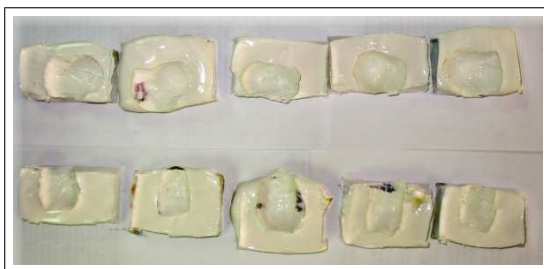


Figura 3.5. Descansos fabricados a medida para cada hueso.

De esta manera, se construyeron descansos a medida para cada caso, que permiten restringir el desplazamiento en las direcciones (x,y,z) del tejido ubicado justo en su superficie. Las medidas correspondientes a cada uno pueden ser consultadas en el Anexo A.1 al final del documento.

El ensayo consistió en la aplicación de una deformación sobre el centro de la diáfisis femoral, a una razón constante de $0.5 \frac{mm}{min}$. Para aplicar la deformación, se utilizó una placa con su extremo redondeado con un radio de $4.5 mm$. Se escogió esta herramienta de manera de minimizar la concentración de tensiones justo en el punto de aplicación y reducir la posibilidad de incrustamiento.

La herramienta fue ubicada en el punto medio considerando la longitud total de cada hueso, que fue obtenido durante la preparación previa al ensayo experimental. La ubicación del punto medio en cada hueso puede ser consultada en el Anexo A.2.

Luego, el espécimen a ensayar fue instalado junto con sus respectivos descansos sobre una superficie plana, justo debajo del carro descendente de la máquina de ensayo. Se hizo descender el carro junto con la herramienta hasta ponerla en contacto con la superficie del hueso (figura 3.6) y se configuraron los parámetros del ensayo en la máquina.

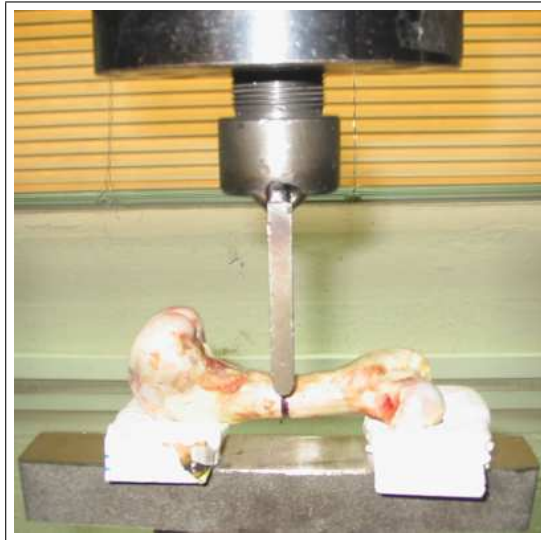


Figura 3.6. Montaje de hueso en máquina de ensayo.

Una vez iniciado el ensayo, se registraron los valores con una frecuencia de 1 *seg*. En todos los casos, luego de aproximadamente 600 *seg* se observó la fractura del hueso y se dio por terminado el ensayo.

3.5. Efecto viscoelástico

Como ya ha sido comentado anteriormente (sección 2.1.4), el tejido óseo posee rasgos viscoelásticos y por lo tanto es necesario realizar consideraciones previas a la selección de los parámetros para realizar pruebas experimentales. Para los experimentos llevados a cabo en esta investigación, la velocidad de aplicación de la fuerza es el parámetro más influyente, desde el punto de vista viscoelástico (tabla 2.3).

Para evaluar el efecto que dicha variable tiene sobre el ensayo de flexión efectuado, se realizaron dos ensayos preliminares sobre especímenes óseos de similares características a los utilizados

para las pruebas documentadas. Se realizó un procedimiento experimental idéntico al descrito más arriba, que incluye:

- (i) Ensayo de flexión hasta observar la fractura, efectuado sobre especímenes óseos obtenidos de la misma fuente,
- (ii) Disponer los huesos sobre descansos de resina hechos a medida y sometidos a carga con la ayuda de una herramienta de punta redondeada,
- (iii) Ensayados en la máquina INSTRON, aplicando deformación a una tasa permanente.
- (iv) Se dio por concluido el experimento al observarse la fractura del espécimen.

Para la primera prueba, se utilizó una velocidad de $0.25 \frac{mm}{min}$, observándose una deflexión máxima de 3.63 mm luego de 683 seg . Para la siguiente prueba, se escogió una velocidad de $1.5 \frac{mm}{min}$ en la que pudo observarse la falla luego de 32 seg , con 3.535 mm de deflexión.

Los velocidades utilizadas en cada ensayo fueron escogidas buscando la mayor diferencia entre ambas, de manera que de existir un comportamiento dispar entre ambos, éste sea evidente. Sin embargo, debido a limitaciones de la máquina de ensayo, no es posible realizar ensayos a velocidades superiores a la mayor indicada ($1.5 \frac{mm}{min}$), ya que la frecuencia de adquisición de datos impide obtener suficientes valores como para construir una curva y realizar un análisis comparativo de los datos. La figura 3.7 muestra los valores de fuerza y deformación obtenidos para ambos ensayos.

Los valores de fuerza registrados para ambos casos fueron comparados para evaluar sus diferencias. Primero, se realizó una regresión lineal entre los resultados entregados por cada ensayo. Las diferencias fueron evaluadas utilizando el coeficiente de regresión lineal R^2 y R^2_{adj} (ajustado), la pendiente y el intercepto de la curva de regresión. Si los valores para ambos ensayos son idénticos, deberíamos encontrar una relación perfectamente lineal entre ambas series de datos ($R^2 = 1$) con una pendiente igual a uno ($m = 1$) y un intercepto de cero ($n = 0$). El coeficiente R^2_{adj} entrega un valor ajustado de R^2 , descartando el efecto del número de puntos en la regresión. La figura 3.8 muestra los valores comparados y la regresión lineal.

Los valores reportados por la regresión lineal se entregan a continuación en la tabla 3.3.

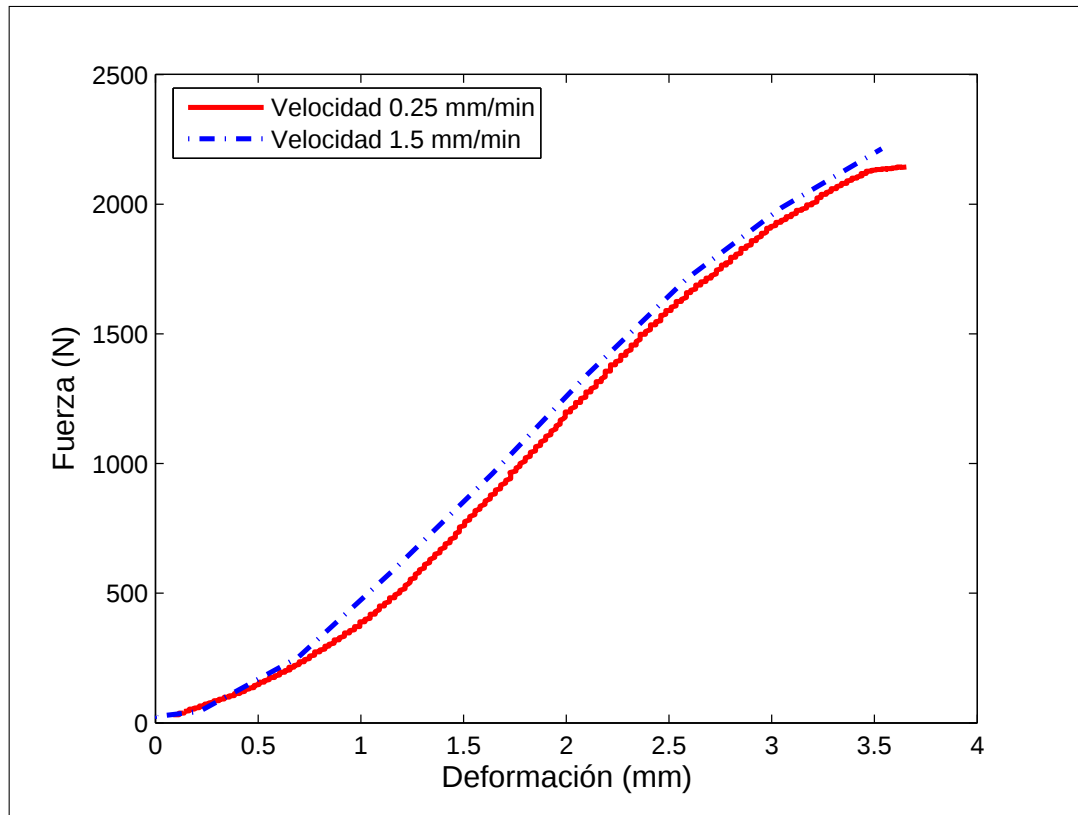


Figura 3.7. Valores Fuerza v/s Deformación para ensayos preliminares realizados a diferentes velocidades.

Tabla 3.3. Valores de coeficientes de regresión para ensayos a distintas velocidades

Coeficiente	Valor
R^2	0.9982
R^2_{adj}	0.9982
m	1.0095
n	47.4268

Donde pueden observarse que ambos valores de R^2 son ≥ 0.99 y que tanto la pendiente como intercepto de la recta de regresión se aproximan a su valor óptimo de 1 y 0 respectivamente.

Por otra parte, se calculó la diferencia máxima observada y el error promedio (calculado como la raíz del error cuadrático medio, RMSE por sus siglas en inglés) en términos absolutos y porcentuales (tabla 3.4).

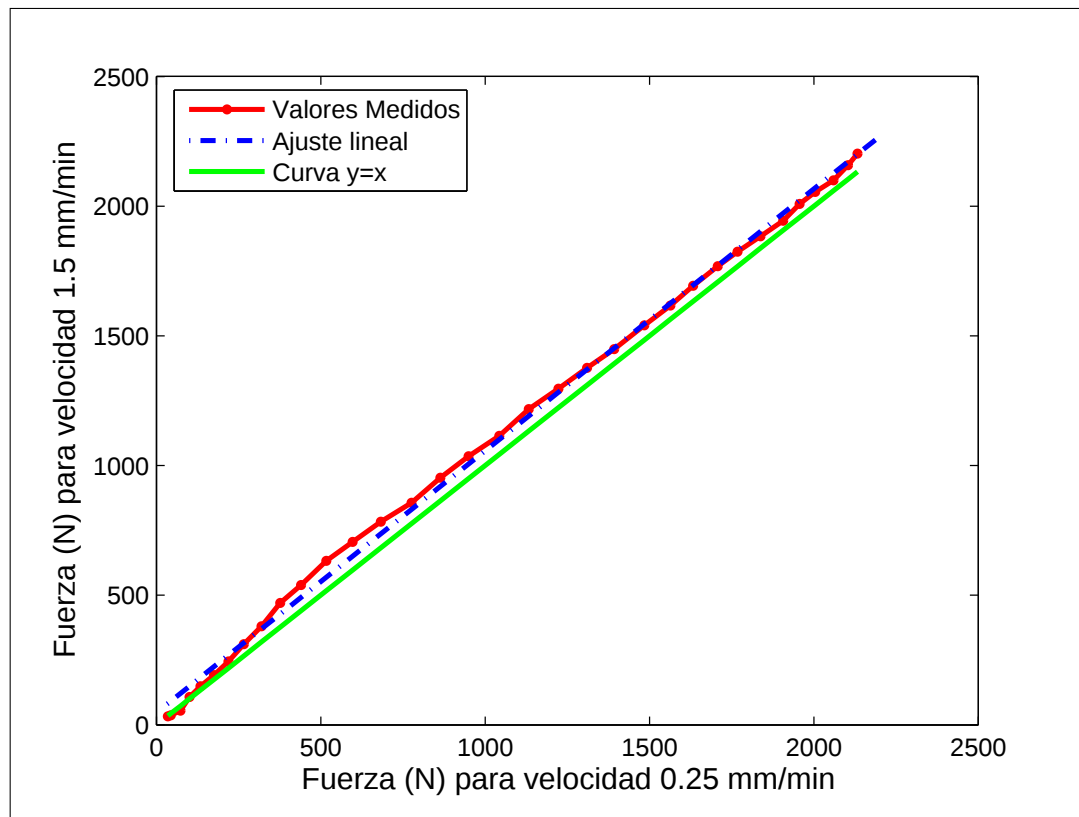


Figura 3.8. Fuerza Aplicada por la Máquina de Ensayos (N). Velocidad $0.25 \frac{mm}{min}$ vs. Velocidad $1.5 \frac{mm}{min}$

Tabla 3.4. Valores de coeficientes de error para ensayos a distintas velocidades

Coeficiente	Valor
Diferencia Max. (N)	115.51
Diferencia Max. (%)	18%
RMSE (N)	29.9
RMSE (%)	1.4%

Verificando la similitud de la pendiente de regresión con la recta $y = x$, con una diferencia del 0.95% y el valor relativamente pequeño del intercepto, 2.1% del valor máximo (tabla 3.3), en conjunto con un error del 1.4% al observar los resultados de ambos ensayos (tabla 3.3), pueden notarse pocas diferencias en ambos casos. Por este motivo, el presente estudio descartó la influencia de la velocidad de aplicación de la carga para los ensayos realizados dentro del intervalo de velocidades comprendido entre $[0.25 \frac{mm}{min}, 1.5 \frac{mm}{min}]$.

Concluido el análisis, se utilizó la velocidad antes mencionada de $0.5 \frac{mm}{min}$ para los ensayos documentados en la presente investigación.

Capítulo 4. GENERACION DEL MODELO COMPUTACIONAL

La generación del modelo computacional requiere de la ejecución de una secuencia de pasos, indicados en la figura 4.1.

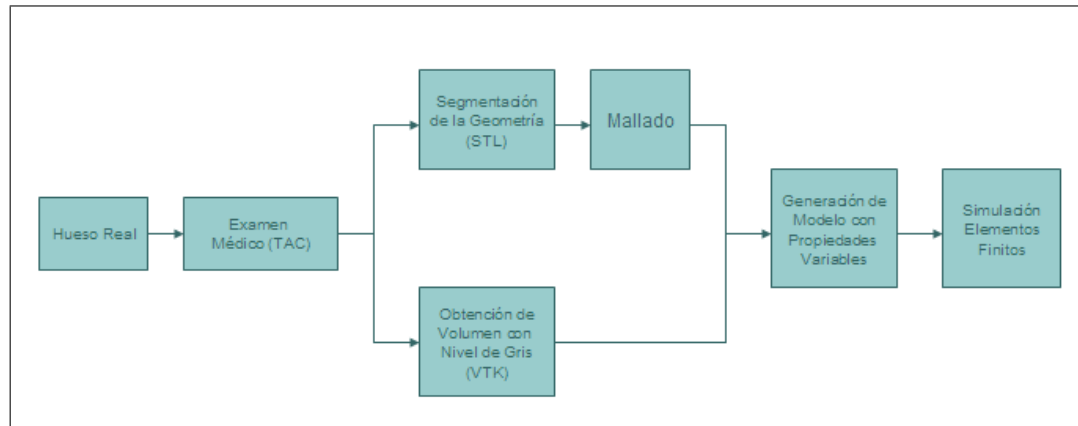


Figura 4.1. Esquema con secuencia de pasos para la generación del modelo computacional

El proceso se inicia con la adquisición de los datos mediante el estudio radiológico y finaliza con la generación de un modelo de elementos finitos que incorpora las propiedades del material, particulares a cada sujeto-específico en estudio.

4.1. Obtención de Datos a partir de TAC

Tal como fue anticipado, para la obtención de la información del material óseo, se realizó un examen radiológico conocido como Tomografía Axial Computarizada. El estudio radiológico se llevó a cabo luego de la preparación de las muestras en dependencias del Hospital Clínico de la PUC, gracias a la colaboración de su Departamento de Radiología.

Para llevar a cabo el estudio, se dispusieron los especímenes sobre una superficie plana, apoyados sobre sus extremos distal y proximal con su cara anterior hacia abajo. Los ejemplares fueron introducidos en la dirección longitudinal, en el sentido proximal-distal.

Para realizar más rápidamente el estudio y evitar errores producto de la reubicación espacial de los huesos, se realizó un único escaneo, con la información correspondiente a cada fémur separada

en distintas series. Los parámetros de escaneo fueron seleccionados por personal especializado del hospital y se presentan en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Parámetros de escaneo para examen radiológico efectuado

Equipo	GE Medical Systems
Modelo	Lightspeed Ultra
Tipo de escaneo	Helicoidal
Voltaje	80 kVP
Corriente del Tubo	100 mA
Diámetro de recolección de datos	500 mm
Dirección de rotación	Sentido horario
Espaciamiento de los cortes	0.625 mm

Con este examen fue posible obtener aproximadamente 250 cortes con las imágenes correspondientes a cada fémur, almacenadas utilizando el estándar DICOM para manejar las imágenes médicas.

4.2. Segmentación de las imágenes médicas

Para reconstruir la geometría de los fémures a partir de la información obtenida en el examen radiológico, es necesaria la segmentación de las imágenes médicas. La segmentación corresponde a la aplicación de una técnica de detección y reconocimiento de bordes, con el fin de diferenciar áreas de similares características. En nuestro caso, interesa separar el material óseo del resto de los tejidos blandos circundantes. Para realizar este procedimiento se utilizó el Software InVesalius (InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil). La figura 4.2 contiene imágenes que muestran el uso de algunas herramientas del software.

Los pasos necesarios para llevar a cabo el proceso de segmentación serán descritos en las siguientes secciones.

4.2.1. Thresholding

Para facilitar el procesamiento de las imágenes es necesario seleccionar un centro ("level") y definir un ancho de ventana ("window"), de manera de limitar el conjunto de valores de la escala de grises desplegado y acotarlo a la región de interés. El centro, establece un punto base para la visualización y en ancho de ventana establece los límites (superior e inferior) para la visualización.

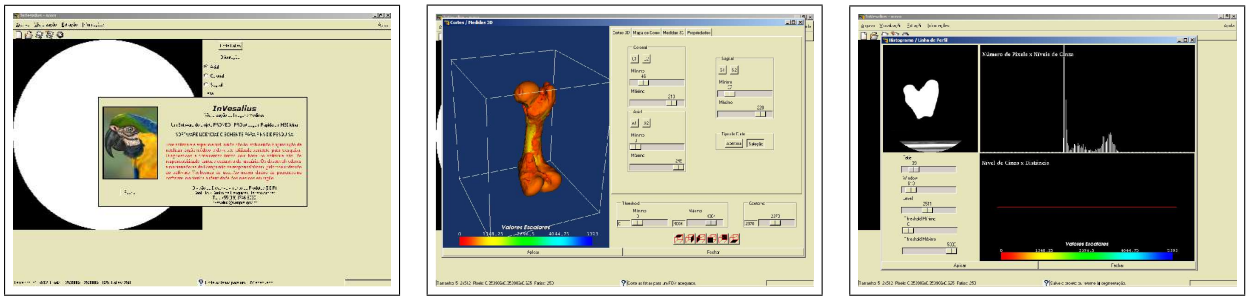


Figura 4.2. Software InVesalius 1.0. Las imágenes muestran el Software utilizado para el proceso de segmentación.

(InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil)

De esta manera, es posible generar diferentes visualizaciones para una misma imagen utilizando diferentes parámetros de centro y ancho de ventana, que incluyen diferentes regiones del tejido y modifican el área de interés (figura 4.3).

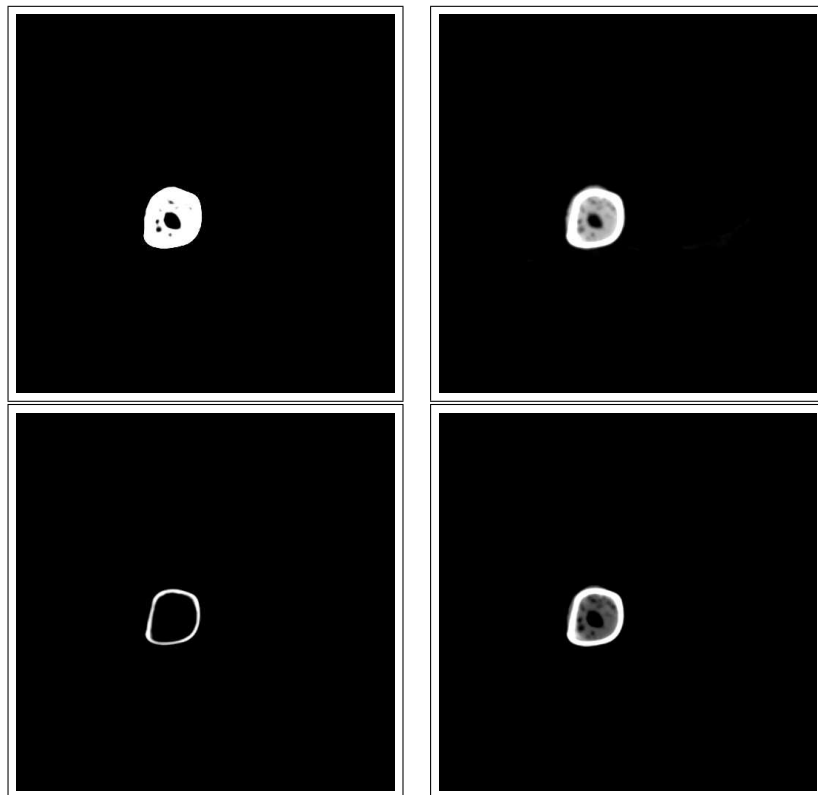


Figura 4.3. Thresholding utilizando diferentes valores para los parámetros de centro y ancho de ventana.

(InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil)

La figura 4.3 muestra distintas posibilidades de visualización para una misma imagen, correspondiente a un corte de la diáfisis de uno de los fémures utilizados en la investigación. Arriba, se escogió como centro el valor 2790 *CT*, con un ancho de ventana de 246 *CT* para la imagen a la izquierda y 1224 *CT* para la ubicada a su derecha. En ellas puede observarse que la segunda permite la inclusión de tonos de gris intermedios, debido a la mayor tolerancia del ancho de ventana. Esta visualización permite incluso, la observación del tejido trabecular presente hacia el centro de la diáfisis en color gris. Para las imágenes ubicadas más abajo, se utilizó un ancho de ventana fijo de 1041 *CT*, con valores distintos para el centro: 4231 *CT* para la ubicada a la izquierda y 3255 *CT* para la ubicada a la derecha. En ellas es posible observar variedad de tonos, sin embargo en la imagen de la izquierda sólo se incluye el tejido más denso que posee valores elevados. Como puede observarse, la selección del centro como punto base para la segmentación y del ancho de ventana para la inclusión de tejido de menor densidad, permite aislar o incluir regiones de interés en la imagen.

Para llevar a cabo la reconstrucción geométrica de los cinco ejemplares óseos utilizados en la investigación, fue necesario escoger de manera individual los parámetros de visualización de las imágenes correspondientes a cada hueso. La selección del centro y ancho de ventana fue escogida para cada caso, ajustándose a las particularidades de cada examen. En general, para todos los fémures examinados, un valor de centro en torno a 2500 *CT* y ancho de ventana de 1200 *CT*, permite una adecuada visualización del tejido cortical y trabecular.

4.2.2. Cortes

En ocasiones, las series de imágenes pueden contener ruido, es decir, bloques de información que no son relevantes al estudio a realizar. Para corregir esta imperfección, es necesario llevar a cabo un procedimiento que permite acotar el área de interés a segmentar. Mediante la herramienta de corte del software InVesalius, es posible realizar este procedimiento.

En la figura 4.4 se muestran dos etapas en el proceso de corte. A la izquierda, puede observarse el estudio radiológico original que incluye un segmento que no corresponde al objeto en estudio.

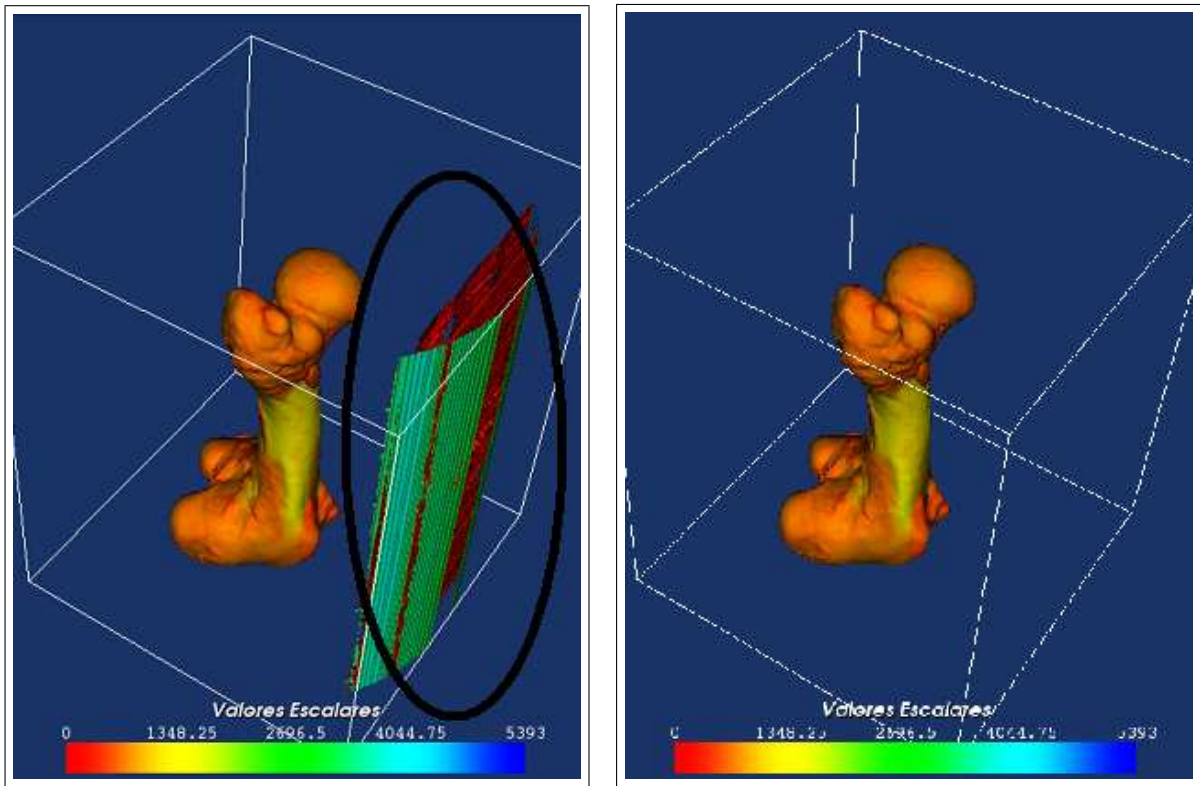


Figura 4.4. Cortes para eliminar ruido en la segmentación.
(InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil)

A la derecha, el conjunto de imágenes una vez corregido con la herramienta de corte.

Para el estudio radiológico efectuado sobre los cinco ejemplares, se utilizó una superficie plana de madera más un conjunto de almohadillas de espuma, sobre los que fueron depositados los huesos para ser escaneados. Sin embargo, estos cuerpos pueden aparecer en parte de las imágenes (tal como lo muestra la figura 4.4), por lo que fue necesario efectuar el corte de las imágenes de cada espécimen, con el fin de aislar el hueso a segmentar.

4.2.3. Contorno

Para obtener de la geometría externa, es necesario seleccionar el valor límite (escalar *CT*) que define la cáscara o contorno del objeto. Al seleccionarse diferentes valores, es posible observar la geometría de regiones con diferentes valores escalares, es decir, densidades. La figura 4.5 muestra la generación del contorno utilizando dos valores límite distintos.

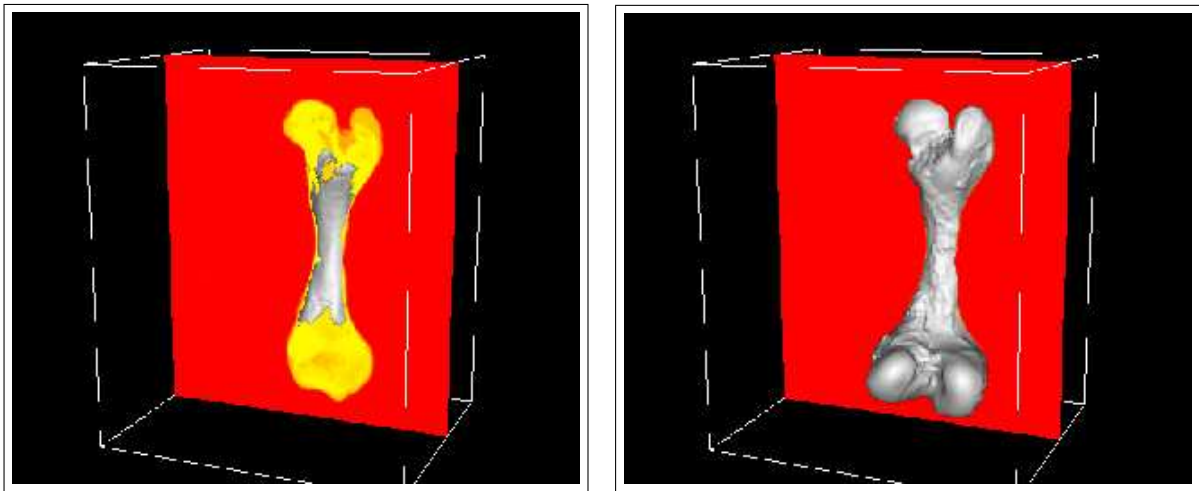


Figura 4.5. Contorno generado a partir de distintos valores límite. La imagen a la izquierda se obtiene con un valor de contorno alto (4000 *CT*), por lo que sólo se obtiene la superficie de la diáfisis femoral. El contorno de la imagen a la derecha ha sido obtenido con un valor inferior (2800 *CT*).

(InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil)

La primera imagen (izquierda) muestra el contorno para un valor límite alto (en torno a 4000 *CT*), que permite distinguir claramente las regiones de mayor densidad en el hueso, ubicadas en la porción central de la diáfisis femoral. En ésta se excluyen los extremos distales y proximales, que al estar formados principalmente por hueso trabecular, poseen niveles de gris menores. En la imagen de la derecha se ha construido el contorno utilizando un valor límite inferior (en torno a 2800 *CT*), que incluye ambos tipos de tejido óseo. Con este valor es posible incluir la geometría completa del hueso.

La selección del valor apropiado para la generación del contorno en cada fémur estudiado, se llevó a cabo de manera individual buscando incluir la mayor cantidad de detalles de la superficie. Al mismo tiempo se evitó incluir ruido generado por la presencia de tejido blando adherido al hueso, que aparece al utilizar un valor de contorno demasiado bajo.

4.2.4. Exportar modelo a STL

Una vez que se ha procesado la geometría y se ha separado la región de interés, es necesario generar un archivo de salida que sirva como entrada para su utilización en los pasos siguientes. Para esto, las geometrías son exportadas utilizando el formato STL.

El formato STL es nativo de los softwares CAD de estereolitografía creado por 3D Systems. Este formato de archivo ha sido ampliamente utilizado para prototipado rápido y manufactura asistida por computador (CAM). Un archivo STL sólo describe la superficie de la geometría de un objeto tridimensional sin representación del color, textura u otro tipo de atributos comunes en un modelo digital.

Un archivo STL describe una superficie triangular no estructurada a través de la normal unitaria y los vértices (ordenados por la regla de la mano derecha) de los triángulos usando un sistema tridimensional cartesiano.

—WIKIPEDIA,

www.wikipedia.org

La generación del archivo STL se realiza de manera automática por el software, aplicando el algoritmo *Marching Cubes* (Lorensen & Cline, 1987) para exportar la geometría.

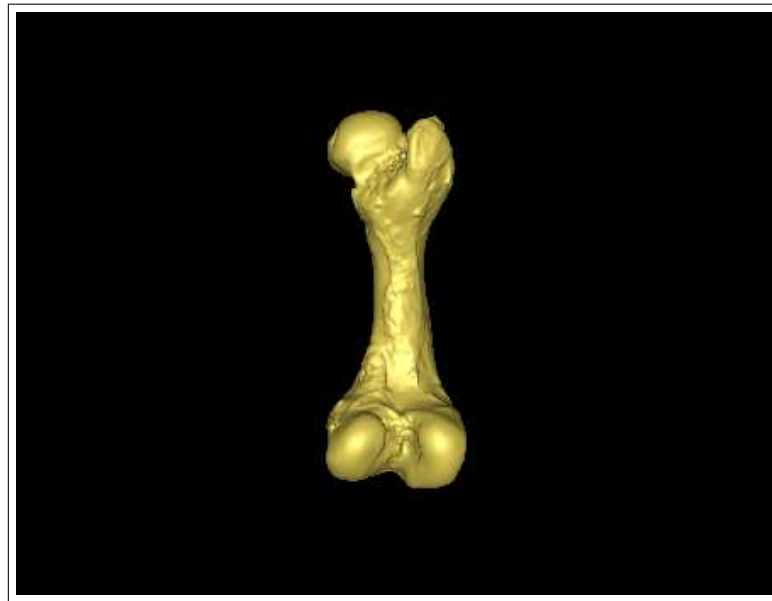


Figura 4.6. Utilización del software InVesalius para exportar modelo STL (InVesalius 1.0, CEMPRA, Brasil)

El archivo de salida tiene el aspecto que muestra la figura 4.6. El archivo se almacena en formato binario (*Binary STL*) para evitar que éste sea grande y de difícil manejo.

A continuación se indican las características del modelo geométrico generado para cada espécimen.

Tabla 4.2. Características del modelo geométrico STL para cada hueso

Modelo Geométrico	Número de Triángulos
Fémur 1	122628
Fémur 2	119712
Fémur 3	124200
Fémur 4	116040
Fémur 5	120828

Las diferencias para cada espécimen que pueden observarse en la tabla 4.2, se originan en las variaciones geométricas particulares a la anatomía de cada ejemplar.

4.3. Generación de Malla de Elementos Finitos

A partir de la geometría almacenada en formato STL, es posible construir una malla de elementos finitos capaz de representar el hueso en estudio. El mallado se llevó a cabo mediante un software especialmente diseñado para tal labor (ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA). El programa recibe la geometría externa almacenada en formato STL y genera una malla de elementos finitos, como la mostrada en la figura 4.7.

Una vez generada la malla, ésta debe ser exportada en formato PATRAN (.ntr) ya que es el formato requerido para su utilización en etapas posteriores.

El procedimiento de mallado será descrito con mayor detalle en la sección 5.1.

4.4. Obtención de Propiedades de Material Óseo

En este paso interesa generar un archivo que contenga las propiedades del material óseo correspondiente a cada hueso. Para esto, es necesario obtener un volumen con el nivel de gris correspondiente a cada coordenada espacial de la tomografía. Por este motivo, es necesario volver a utilizar el archivo DICOM con las imágenes del examen radiológico. La serie de imágenes correspondiente a la tomografía es importada al software DataManager (DataManager 1.3.1.217, B3C, Italia), que

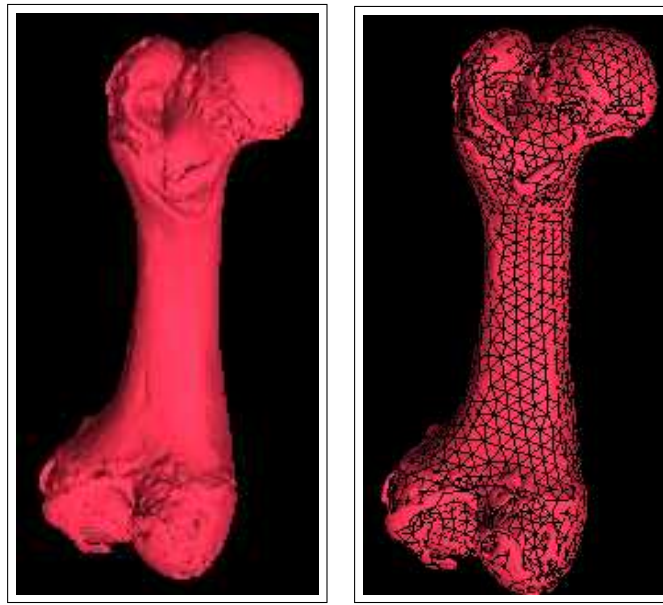


Figura 4.7. Proceso de mallado a partir de geometría en formato STL
(ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA)

permite la generación del volumen mediante la utilización del paquete VTK (Visualization Toolkit 5.2, Kitware Inc., USA). El volumen generado (figura 4.8) corresponde a un cilindro en cuyo interior se encuentra la información correspondiente a la tomografía completa, incluido el hueso que se desea estudiar.

Para poder ser utilizado en las siguientes etapas del proceso, el archivo debe ser almacenado en formato VTK como archivo ASCII (no binario).

4.5. Integración de las Propiedades de Material al Modelo

Una vez que se dispone de la geometría, contenida en la malla de elementos finitos y del volumen con los niveles de gris con la información del material, se puede iniciar el proceso que permite unir ambos conjuntos de datos para obtener finalmente la malla de elementos finitos con las propiedades del material variables en el espacio.

El procedimiento se realiza de manera automática mediante la utilización del software Bone-MatV3 (Taddei, Helgason, Cristofolini, & Viceconti, 2007). El programa utiliza como entrada los conjuntos de datos antes mencionados y entrega como resultado una malla de elementos finitos, en

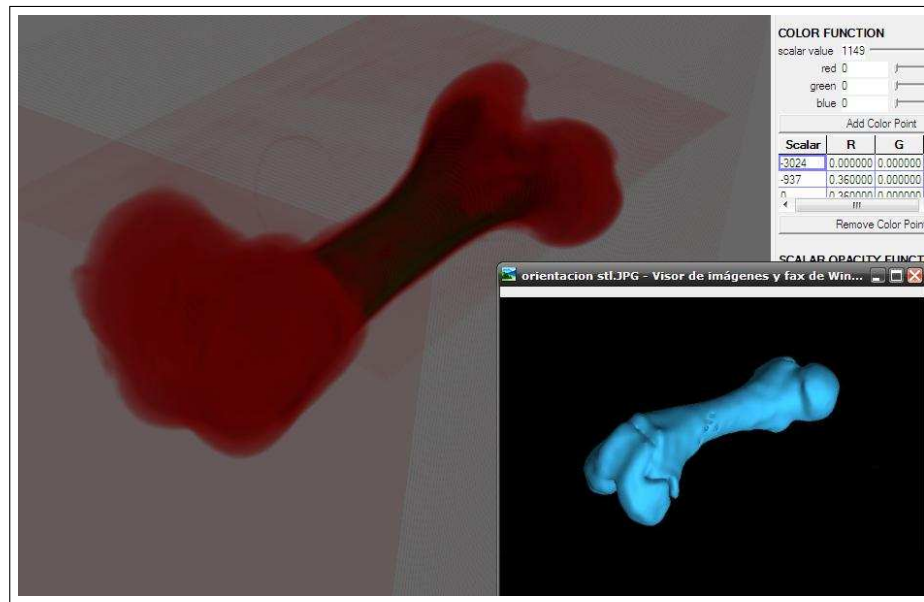


Figura 4.8. Volumen con información sobre nivel de gris
(DataManager v1.3.1.217, B3C, Italia)

la que se ha asignado a cada elemento los valores de densidad y módulo elástico correspondientes a su ubicación espacial (tal como fue explicado en la sección 2.2). Además, entrega un archivo con un resumen de las propiedades asignadas a cada elemento de la malla.

Para obtener resultados coherentes, es necesario calibrar los valores entregados por el volumen con los niveles de gris, tal como se describe a continuación.

4.5.1. Método de Calibración del nivel de gris

Tal como se mencionó en el capítulo 3, debido a que los parámetros del equipo escogidos durante la tomografía son particulares a cada examen, los niveles de gris que representan un mismo tejido pueden mostrar valores diferentes en cada caso. Por este motivo, los valores agrupados en el volumen con niveles de gris, deben ser calibrados antes de ser utilizados para la obtención de la densidad del tejido.

En la mayoría de los estudios, la calibración se realiza utilizando un fantoma (Anderson et al., 2005). En términos simples, un fantoma corresponde a un conjunto de muestras de material cuya

densidad es conocida, de modo que al ser escaneados por el tomógrafo, es posible establecer una relación entre los números CT obtenidos y la densidad.

Al no disponerse de tal implemento, se desarrolló una estrategia alternativa que permite la calibración. Ésta consiste en un proceso iterativo, en el que se parte suponiendo un valor máximo posible para la densidad ósea en cada hueso. Este valor se relaciona con el máximo valor escalar (CT) presente en el volumen de niveles de gris. De la misma manera, la densidad 0 se le asigna al menor valor observado en el volumen de niveles de gris.

A partir de esto se construye una curva que relaciona linealmente cada valor escalar con la correspondiente densidad del tejido (Taddei et al., 2004). Se obtiene una distribución de densidades para el rango completo de valores escalares del volumen de niveles de gris $[CT_{min}, CT_{max}]$ de cada tomografía realizada.

Los valores de pendiente e intercepto de la curva generada, α y β en la ecuación 2.3, son entregados al software BoneMat para el cálculo de la distribución de densidades. Al finalizar este procedimiento, se dispone de una malla de elementos finitos que incorpora las propiedades de densidad del modelo del hueso. Para verificar si el supuesto realizado (densidad máxima del tejido) es correcto, se compara la masa total del hueso estimada mediante los valores de densidad de la malla de elementos finitos, con la masa total del hueso medida en el procedimiento experimental (tabla 3.1). Si la masa calculada a partir del modelo computacional es mayor a la medida experimentalmente, se escoge un valor menor para la densidad asociada al máximo valor escalar. En caso contrario, se escoge un valor mayor y se repite el procedimiento (figura 4.9).

4.5.2. Calibración de Especímenes Utilizados en la Investigación

Utilizando el procedimiento descrito anteriormente, se realizó la calibración de los niveles de gris correspondientes a cada fémur. Para esto, se realizó un mallado tetraédrico (10 nodos por elemento) con aproximadamente 20000 elementos sobre la geometría generada de cada ejemplar.

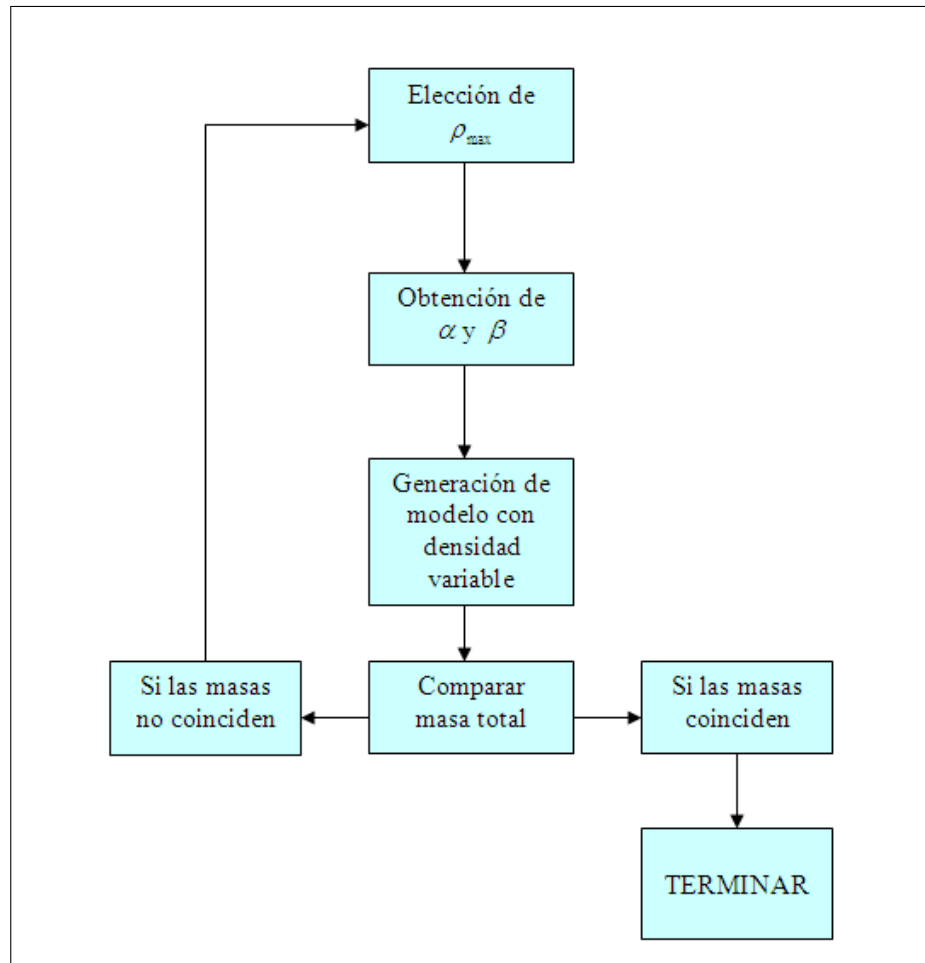


Figura 4.9. Pasos del proceso de calibración

Para la calibración de cada modelo se consideró la utilización de 35 tipos de materiales distintos. Los parámetros de mallado y la cantidad de materiales definidos obedecen a la necesidad de realizar cálculos suficientemente precisos sin complicar excesivamente el modelo ni aumentar el tiempo computacional asociado.

La tabla 4.3 muestra las principales características de los fémures en la etapa de calibración.

El volumen total de cada hueso ha sido calculado a partir de la representación computacional de la geometría, contenida en el archivo STL. $\bar{\rho}_{ap}$ corresponde a la densidad aparente promedio, calculada como la masa total dividida por el volumen total.

Tabla 4.3. Características de los especímenes en estudio para calibración

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Número de elementos	23039	23027	22976	22302	23688
Masa total (<i>gr</i>)	94.13	91.91	95.77	94.78	106.78
Volumen total (<i>cm</i> ³)	89.00	90.27	86.83	86.05	90.05
$\bar{\rho}_{ap}$ ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.06	1.02	1.10	1.10	1.19

Se realizaron entre tres y cuatro iteraciones hasta alcanzar un valor de masa suficientemente similar al medido experimentalmente para cada hueso. En todos los casos se alcanzaron valores con un error inferior al 1%.

Una vez realizado el proceso iterativo y de acuerdo a lo observado, se escogió la densidad máxima que permite calcular una masa total con valor más próximo al experimental, obteniéndose los resultados entregados en la tabla 4.4. Los valores de α y β de la ecuación 2.3 correspondientes a cada modelo junto con las densidades obtenidas para el cálculo de la masa, pueden ser consultados en el Anexo B.

Tabla 4.4. Resultados de calibración para los cinco especímenes

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Densidad Máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.7	1.6	1.72	1.76	1.79
Masa total del modelo (<i>gr</i>)	94.43	91.43	95.36	94.2	106.58
Error	0.3%	0.5%	0.4%	0.6%	0.2%

4.5.3. Cálculo de las propiedades mecánicas

Una vez establecido el valor máximo para la densidad en cada hueso, es posible obtener un conjunto de definiciones de material de acuerdo a cada valor computado y asignado a los elementos de la malla.

Tal como lo han propuesto múltiples autores (Helgason et al., 2008; Schileo et al., 2007; Keyak et al., 2005; Taddei et al., 2004), para cada definición de material generada es posible calcular sus propiedades mecánicas basándose en el valor de su densidad. Para esto, es necesario utilizar alguna de las relaciones propuestas en la literatura (Wirtz et al., 2000; Morgan et al., 2003; Carter &

Hayes, 1977) que entregan valores para los coeficientes a , b y c de la ecuación 2.4. De los estudios existentes se utilizó el de (Wirtz et al., 2000), que hace distinción entre las propiedades del tejido cortical y trabecular y permite obtener un modelo más preciso.

$$E^C = 2065 \cdot \rho_{ap}^{3.09} (MPa) \quad (4.1)$$

$$E^T = 1904 \cdot \rho_{ap}^{1.64} (MPa) \quad (4.2)$$

La ecuación 4.1 permite calcular el módulo elástico correspondiente al tejido cortical (MPa) a partir de la densidad ($\frac{gr}{cm^3}$), mientras que la 4.2 entrega los valores relativos al hueso trabecular. El estudio antes citado no entrega una curva que relacione el módulo de Poisson con la densidad aparente, pero indica un valor promedio igual a 0.3.

Para el caso del modelo de isotropía transversal, es necesario establecer ecuaciones adicionales que determinen el valor del resto de las constantes elásticas en función de la densidad ósea. Las cinco constantes elásticas escogidas en este estudio para caracterizar el material de acuerdo a una ley de isotropía transversal son: $E_l = E_1$, Módulo elástico en la dirección longitudinal del hueso; $E_p = E_1 = E_2$, Módulo elástico en el plano de isotropía; $\nu_{pl} = \nu_{12} = \nu_{13}$, Módulo de Poisson entre las direcciones del plano y el sentido longitudinal; $\nu_p = \nu_{23}$, Módulo de Poisson en el plano de isotropía; y $G_l = G_{12} = G_{13}$, Módulo de corte en la dirección longitudinal del hueso. La figura 4.10 muestra las direcciones principales y el plano de isotropía para el modelo computacional del fémur porcino.

Los valores para el módulo elástico en la dirección longitudinal del hueso (tanto para el tejido cortical como trabecular) corresponden a los indicados en las ecuaciones 4.1 y 4.2. Las relaciones para E_p han sido obtenidas de la misma fuente antes citada (Wirtz et al., 2000) y se presentan a continuación:

$$E_p^C = 2314 \cdot \rho_{ap}^{1.57} (MPa) \quad (4.3)$$

$$E_p^T = 1157 \cdot \rho_{ap}^{1.78} (MPa) \quad (4.4)$$

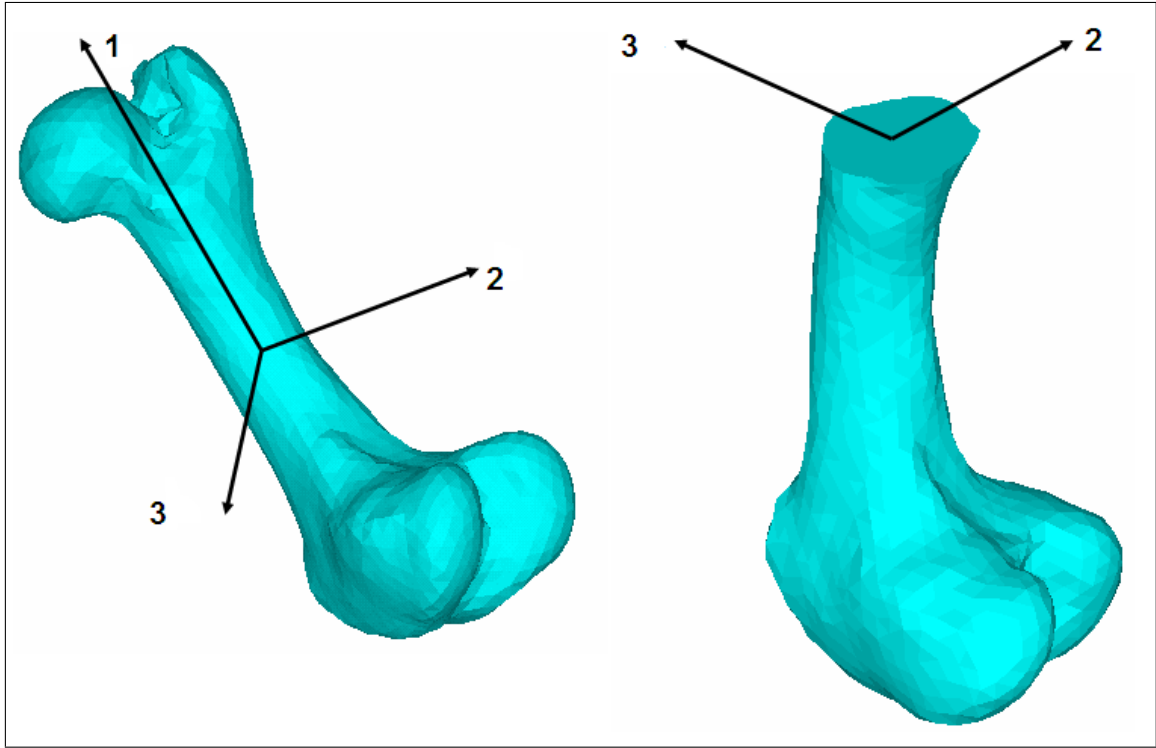


Figura 4.10. Direcciones principales y plano de isotropía en el modelo del fémur. El plano de isotropía corresponde al formado por las direcciones 2 y 3.

Al igual que en el caso anterior, E_p está en MPa y ρ_{ap} en $\frac{gr}{cm^3}$. Como fue señalado anteriormente, en el mismo estudio sólo es posible encontrar valores promedio para el resto de las constantes elásticas, por lo que se utilizaron las relaciones propuestas en otro estudio (Buroni et al., 2004) para la determinación de las faltantes.

$$v_{pl}^C = 0.0623 \cdot \rho_{ap}^2 - 0.2827 \cdot \rho_{ap} + 0.5249 \quad (4.5)$$

$$v_{pl}^T = -0.05331 \cdot \rho_{ap}^4 + 0.1843 \cdot \rho_{ap}^3 - 0.2438 \cdot \rho_{ap}^2 + 0.1721 \cdot \rho_{ap} - 0.1675 \quad (4.6)$$

$$v_p = 0.3 \quad (4.7)$$

$$G_l^C = 3892 \cdot \rho_{ap}^2 - 7385 \cdot \rho_{ap} + 4646 (MPa) \quad (4.8)$$

$$G_l^T = 524 \cdot \rho_{ap}^{1.78} (MPa) \quad (4.9)$$

Los valores de densidad deben ser introducidos en unidades de $\frac{gr}{cm^3}$, obteniéndose respuestas adimensionales (v) y en MPa (G_l). El módulo de Poisson en el plano de isotropía es constante e

igual a 0.3 (ecuación 4.7) tanto para el tejido cortical como trabecular.

En el caso del modelo isotrópico, la ecuación 4.2 debe ser introducida en el software BoneMat para realizar de manera semiautomática la asignación de propiedades a cada elemento, de acuerdo a su densidad previamente calculada. Una vez obtenida la malla con la asignación correspondiente a las propiedades del tejido trabecular, se asignan las propiedades calculadas por la ecuación 4.1 en una etapa posterior (detallado en la siguiente sección), que corresponden al tejido cortical.

De un modo similar, para el caso del modelo con isotropía transversal, utilizando BoneMat se asignan las propiedades del módulo elástico correspondientes a la dirección longitudinal para el tejido trabecular. El resto de las constantes elásticas son asignadas posteriormente mediante una macro en ANSYS.

BoneMat genera como salida un archivo que contiene la malla de elementos finitos con sus correspondientes propiedades de material. Las propiedades mecánicas son asignadas a cada grupo de elementos dependiendo del valor de $\bar{\rho}_{ap}$ que haya sido calculado. Cada definición de material tiene asociado un grupo de elementos que comparten sus propiedades mecánicas (densidad, módulo elástico, módulo de Poisson y otras adicionales en el caso del modelo de isotropía transversal).

4.6. Generación del modelo de elementos finitos

La malla de elementos finitos que genera BoneMat, se encuentra almacenada en formato PATRAN. Para ser sometida a un análisis es necesario convertir su formato para ser utilizada finalmente en el solver ANSYS (ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA).

Además de la conversión de formato, se debe realizar una actualización que permite asignar correctamente la lista de definiciones de material a cada subgrupo de elementos generado en el paso anterior. Para esta labor, se debe utilizar nuevamente el software ANSYS ICEM CFD (ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA), que permite realizar operaciones avanzadas de modificación y generación de mallas. Para asignar las propiedades mecánicas adicionales (que no fueron

incluidas por BoneMat) se utilizó la familia de comandos *MP* de ANSYS. Mediante éstos, es posible asignar a cada familia de elementos las propiedades restantes y finalizar la generación del modelo computacional. El conjunto de imágenes mostradas a continuación (figura 4.11) muestra uno de los modelos generados y los diferentes grupos de elementos a los que han sido asignadas las propiedades mecánicas.

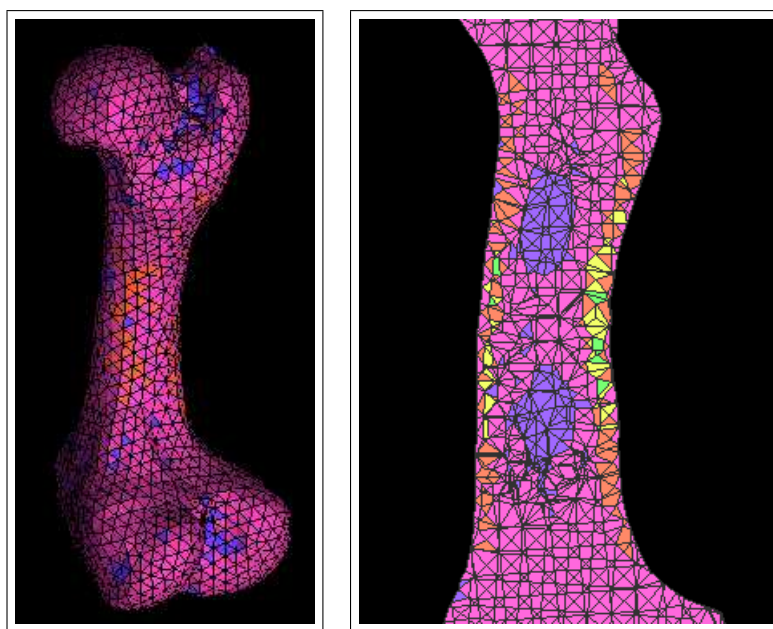


Figura 4.11. Vista del modelo de elementos finitos con propiedades de material asignadas. En la imagen a la derecha pueden apreciarse los diferentes grupos de material generados.
(ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA)

La imagen a la izquierda muestra una vista del exterior del hueso, mientras que la ubicada a la derecha muestra un corte lateral (sagital) donde pueden distinguirse los 5 grupos de elementos con diferentes propiedades mecánicas. En color celeste se puede distinguir la zona con menor densidad, correspondiente a la médula ósea y espacios huecos. Los elementos con mayor valor de módulo elástico se pueden observar en color amarillo, seguidos por el grupo mostrado en verde.

Finalmente, es posible graficar la distribución de densidades en el modelo (figura 4.12) en la que es posible distinguir las zonas que confieren la mayor resistencia.

La porción central del hueso muestra los valores más altos de densidad, mientras que los extremos poseen un menor valor. Las características que determinan la distribución de densidad dependen de los rasgos particulares de cada espécimen y se detallan a continuación.

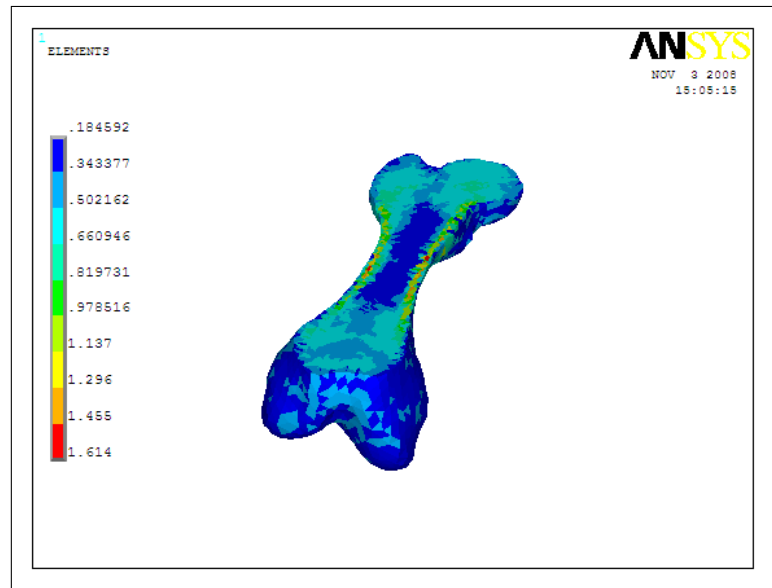


Figura 4.12. Distribución de densidad (gr) en modelo óseo
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

4.7. Modelos generados para el estudio computacional

Con el fin de estudiar los efectos de la inclusión de un mayor número de materiales en la precisión de la simulación realizada, se generaron varios modelos con diferentes características que serán descritos en esta sección.

Para efectos de análisis, se generó un modelo computacional de cada hueso que reconoce la presencia de únicamente dos materiales, tejido cortical y trabecular. Este modelo referencial (denominado con la letra *r*) será utilizado más adelante para comparar las diferencias con los modelos que incorporan propiedades de material variable.

Para el estudio se generaron cuatro modelos distintos para simular el comportamiento de cada hueso. Cada uno de estos contempla la utilización de un número distinto de materiales, considerando alrededor 20 materiales distintos para el modelo más sencillo (modelo *a*), llegando a 140 para el que incorpora mayor cantidad (modelo *d*). La diferenciación en el número de materiales

que se incorpora a cada modelo se realiza definiendo un espaciamiento (gap) entre valores de módulo elástico consecutivos. La tabla 4.5 muestra la cantidad aproximada de materiales que genera el espaciamiento de cada modelo.

Tabla 4.5. Número de definiciones de material de acuerdo a espaciamiento

	Modelo a	Modelo b	Modelo c	Modelo d
Espaciamiento (<i>MPa</i>)	200	100	50	25
Número aproximado de materiales	20	40	75	140

Para calcular el valor del módulo elástico se utilizaron las relaciones presentadas por (Wirtz et al., 2000) y expuestas en las ecuaciones 4.1 y 4.2, mientras que el valor del módulo de Poisson fue considerado constante e igual a 0.3 (basándose en la información entregada por la misma fuente).

Las características del modelo referencial generado para cada espécimen se presentan en la tabla 4.6.

Tabla 4.6. Características del modelo de referencial generado para cada espécimen

	Modelo 1r	Modelo 2r	Modelo 3r	Modelo 4r	Modelo 5r
Densidad cortical ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.61	1.50	1.64	1.66	1.73
Densidad trabecular ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.74	0.54	0.79	0.82	0.93
E_c (<i>MPa</i>)	9058.47	7231.70	9574.70	9938.97	11287.02
E_t (<i>MPa</i>)	1172.73	702.9	1297.15	1383.66	1687.84

Adicionalmente, se generó un modelo computacional correspondiente a cada espécimen, en el que se incorporaron propiedades mecánicas que responden a una ley constitutiva de isotropía transversal. Este modelo será descrito al final de la sección.

4.7.1. Modelos para fémur N° 1

La tabla 4.7 muestra un resumen con las características de los modelos implementados para la simulación del fémur N° 1.

Tabla 4.7. Características de los modelos para el fémur N° 1

	Modelo 1a	Modelo 1b	Modelo 1c	Modelo 1d
Número total de materiales	20	39	73	139
Número de materiales cortical	4	6	8	13
Número de materiales trabecular	16	33	65	126
Densidad máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.61	1.61	1.61	1.61
Densidad mínima ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.18	0.06	0.05	0.06
E_c máximo (MPa)	9058.47	9058.47	9058.47	9058.47
E_c mínimo (MPa)	5938.50	5989.64	5989.64	5851.18
E_t máximo (MPa)	3131.70	3248.64	3293.09	3278.13
E_t mínimo (MPa)	119.19	17.08	14.74	21.09

E_c y E_t representan el valor del módulo elástico para el tejido cortical y trabecular respectivamente.

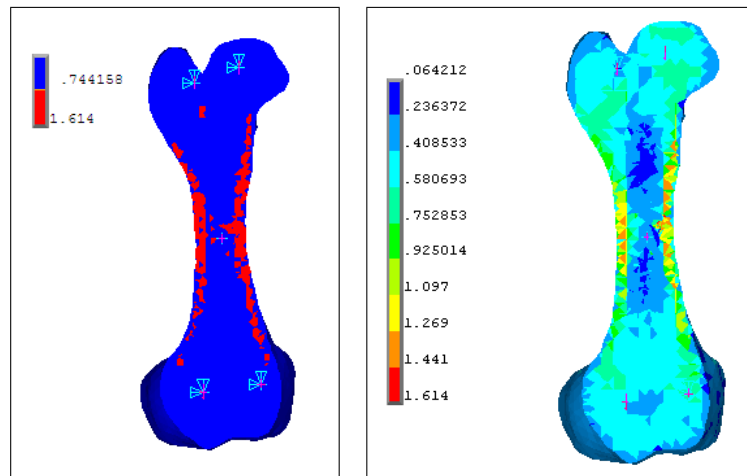


Figura 4.13. Densidad (gr) del fémur N° 1 para modelos 1r y 1d

Para ilustrar, la imagen 4.13 muestra la distribución de densidades para el fémur N° 1, de acuerdo a los modelos 1r (izquierda) y 1d (derecha).

4.7.2. Modelos para fémur N° 2

La tabla 4.8 muestra un resumen con las características de los modelos implementados para la simulación del fémur N° 2.

Tabla 4.8. Características de los modelos para el fémur N° 2

	Modelo 2a	Modelo 2b	Modelo 2c	Modelo 2d
Número total de materiales	19	37	71	133
Número de materiales cortical	3	5	8	10
Número de materiales trabecular	16	32	63	123
Densidad máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.50	1.50	1.50	1.50
Densidad mínima ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.12	0.02	0.03	0.06
E_c máximo (MPa)	7231.70	7231.70	7231.70	7231.70
E_c mínimo (MPa)	5783.35	5623.86	5623.86	5709.96
E_t máximo (MPa)	3082.05	3138.60	3178.64	3240.42
E_t mínimo (MPa)	55.25	3.39	5.48	16.93

E_c y E_t representan el valor del módulo elástico para el tejido cortical y trabecular respectivamente.

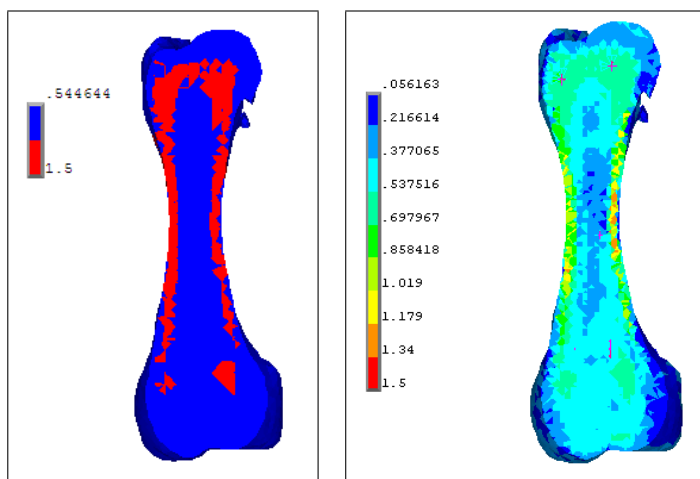


Figura 4.14. Densidad (gr) del fémur N° 2 para modelos 2r y 2d

En la figura 4.14 pueden observarse las diferencias entre los modelos generados para representar al espécimen N° 2 (2r a la izquierda y 2d a la derecha).

4.7.3. Modelos para fémur N° 3

La tabla 4.9 muestra un resumen con las características de los modelos implementados para la simulación del fémur N° 3.

Tabla 4.9. Características de los modelos para el fémur N° 3

	Modelo 3a	Modelo 3b	Modelo 3c	Modelo 3d
Número total de materiales	22	42	81	153
Número de materiales cortical	3	6	9	13
Número de materiales trabecular	19	36	72	140
Densidad máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.64	1.64	1.64	1.64
Densidad mínima ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.12	0.16	0.09	0.01
E_c máximo (MPa)	9574.70	9574.70	9574.70	9574.70
E_c mínimo (MPa)	7899.31	7331.25	7331.25	7331.25
E_t máximo (MPa)	3678.83	3626.89	3678.83	3684.16
E_t mínimo (MPa)	61.79	93.52	38.08	1.74

E_c y E_t representan el valor del módulo elástico para el tejido cortical y trabecular respectivamente. En la figura 4.15 pueden observarse las diferencias en los valores de densidad para los modelos 3r y 3d. En la porción central del hueso, puede identificarse en color azul la región correspondiente a la cavidad medular, asociada a una baja densidad aparente. Las imágenes corresponden al modelo 3r y 3d a la izquierda y derecha respectivamente.

4.7.4. Modelos para fémur N° 4

La tabla 4.10 muestra un resumen con las características de los modelos implementados para la simulación del fémur N° 4.

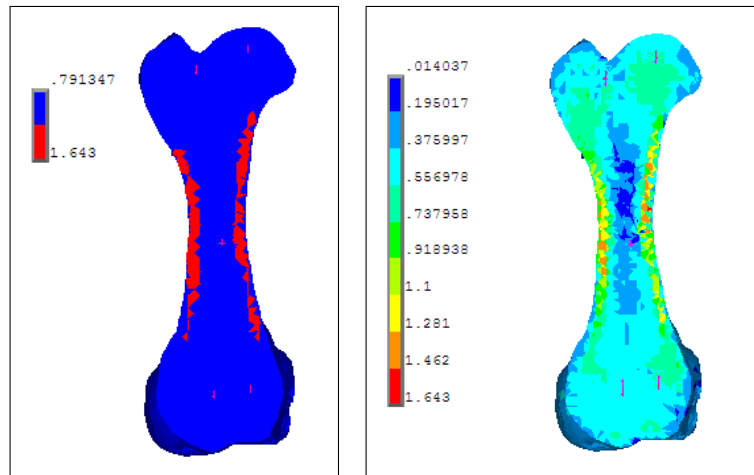


Figura 4.15. Densidad (gr) del fémur N° 3 para modelos 3r y 3d

Tabla 4.10. Características de los modelos para el fémur N° 4

	Modelo 4a	Modelo 4b	Modelo 4c	Modelo 4d
Número total de materiales	22	41	78	146
Número de materiales cortical	4	5	7	8
Número de materiales trabecular	18	36	71	138
Densidad máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.66	1.66	1.66	1.66
Densidad mínima ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.16	0.14	0.05	0.02
E_c máximo (MPa)	9938.97	9938.97	9938.97	9938.97
E_c mínimo (MPa)	7289.71	7361.34	7289.71	7361.34
E_t máximo (MPa)	3518.76	3631.03	3654.52	3654.52
E_t mínimo (MPa)	89.74	71.87	13.11	2.02

E_c y E_t representan el valor del módulo elástico para el tejido cortical y trabecular respectivamente. Para mostrar las diferencias entre cada modelo, la figura 4.16 muestra las densidades correspondientes a cada región del fémur N° 4 en dos casos distintos (modelo 4r a la izquierda y 4d a la derecha).

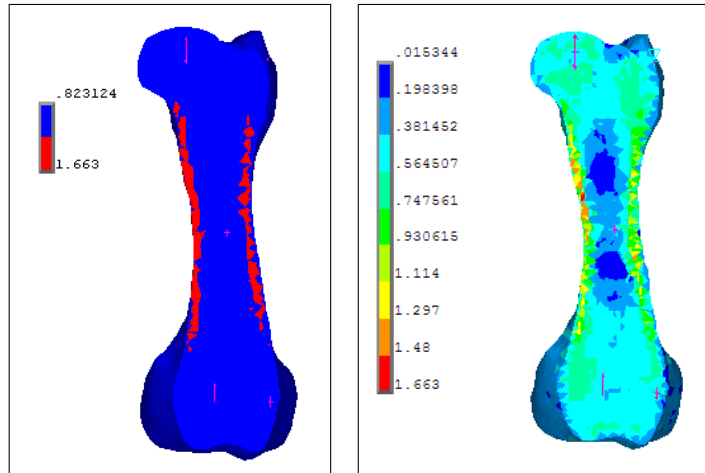


Figura 4.16. Densidad (gr) del fémur N° 4 para modelos 4r y 4d

4.7.5. Modelos para fémur N° 5

La tabla 4.11 muestra un resumen con las características de los modelos implementados para la simulación del fémur N° 5.

Tabla 4.11. Características de los modelos para el fémur N° 5

	Modelo 5a	Modelo 5b	Modelo 5c	Modelo 5d
Número total de materiales	24	46	90	173
Número de materiales cortical	5	10	18	30
Número de materiales trabecular	19	36	72	143
Densidad máxima ($\frac{gr}{cm^3}$)	1.73	1.73	1.73	1.73
Densidad mínima ($\frac{gr}{cm^3}$)	0.07	0.15	0.11	0.03
E_c máximo (MPa)	11287.02	11287.02	11287.02	11287.02
E_c mínimo (MPa)	7824.47	7261.83	7242.93	7261.83
E_t máximo (MPa)	3647.06	3610.58	3647.06	3685.74
E_t mínimo (MPa)	25.90	81.10	49.87	5.67

E_c y E_t representan el valor del módulo elástico para el tejido cortical y trabecular respectivamente. En el conjunto de imágenes mostrada a continuación (figura 4.17), pueden observarse las distribuciones de densidad correspondientes a dos de los modelos generados, el modelo referencial

y el modelo más preciso (*d*) para el hueso. Las regiones de color rojo indican altos valores de densidad, mientras que las zonas de baja densidad se muestran en color azul.

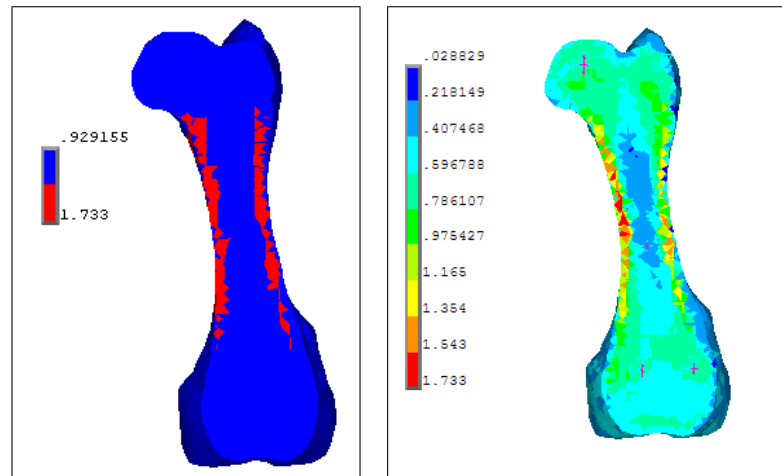


Figura 4.17. Densidad (gr) del fémur N° 5 para modelos 5r y 5d

La imagen a la izquierda en la figura 4.17 corresponde al modelo 5r (dos materiales) y la imagen a la derecha el modelo 5d (173 materiales).

4.7.6. Modelo de isotropía transversal

Tal como fue señalado en el marco teórico, el hueso presenta un comportamiento diferente dependiendo de si se trata de tejido cortical o trabecular. En general, se dice que el tejido cortical posee un comportamiento que puede ser definido de acuerdo a una ley constitutiva isotrópica transversal. En el caso de los huesos largos, esta dirección coincide con el eje longitudinal del hueso. Por el contrario, el tejido trabecular presenta un comportamiento difícil de caracterizar, ya que la permanente remodelación le confiere mayor resistencia en la dirección en la que se producen los esfuerzos en el transcurso de las actividades normales.

Debido a la incapacidad de determinar una dirección predominante (o un plano de isotropía) en el extremo (epífisis) proximal y distal del fémur, (compuestos fundamentalmente de tejido trabecular) se han excluido estas regiones en la caracterización del modelo de isotropía transversal. De este modo, se debe examinar caso a caso y determinar el conjunto de elementos (familias con iguales propiedades mecánicas) que corresponden a la porción central (diáfisis femoral), a las que

serán asignadas las propiedades mecánicas. La figura 4.18 muestra el conjunto de elementos pertenecientes a la diáfisis femoral, a los que serán asignadas las constantes elásticas calculadas. A los restantes elementos, correspondientes a la epífisis distal y proximal del hueso, se asignan las propiedades correspondientes al modelo isotrópico, detallado previamente para cada caso.

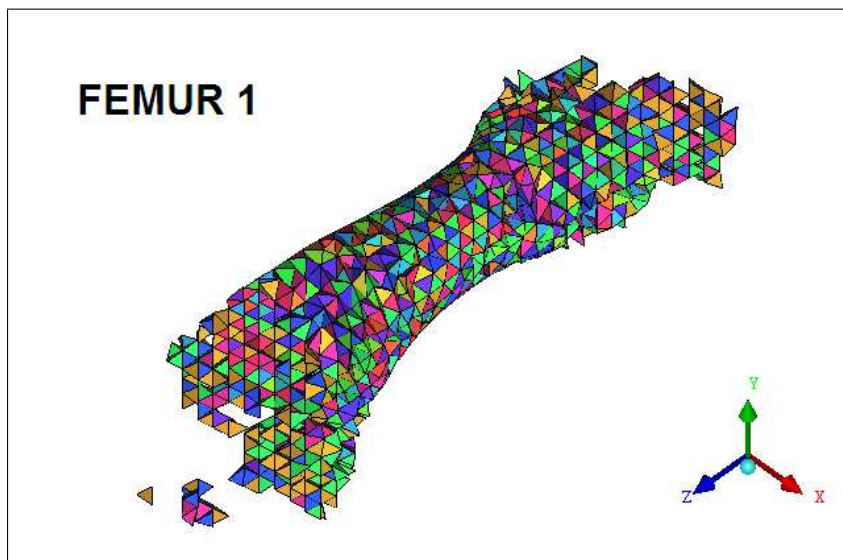


Figura 4.18. Porción del fémur a la que se asignan propiedades de material con ley constitutiva de isotropía transversal. La imagen corresponde al fémur N° 1. Las imágenes correspondientes de los restantes especímenes pueden ser consultadas en el Anexo D.

El modelo de isotropía transversal (denominado con la letra t) se construyó para cada caso a partir del modelo d de cada espécimen. Este modelo contempla la generación de aproximadamente 140 definiciones de material (grupos de elementos) con propiedades comunes. La selección de los elementos pertenecientes a la diáfisis femoral mostrados en la figura 4.18, implica la utilización de las primeras 100 definiciones de material. Este número varía en cada modelo ya que depende de las propiedades físicas (densidad) de cada espécimen. La tabla 4.12 muestra un resumen de las propiedades calculadas para cada modelo computacional. Puede observarse que las constantes elásticas calculadas en la dirección longitudinal del hueso, le confieren una mayor resistencia que las calculadas para las direcciones contenidas en el plano de isotropía.

No se incluye en la tabla el valor correspondiente a ν_p , que para todos los casos es de 0.3.

Tabla 4.12. Modelos de isotropía transversal generados para cada espécimen

	Modelo 1t	Modelo 2t	Modelo 3t	Modelo 4t	Modelo 5t
Número de materiales	105	105	115	110	130
E_l^C máximo (MPa)	9058.47	7231.70	9574.70	9938.97	11287.02
E_l^C mínimo (MPa)	5851.18	5709.96	7331.25	7361.34	7261.83
E_l^T máximo (MPa)	3278.13	3240.42	3684.16	3654.52	3685.74
E_l^T mínimo (MPa)	875.36	718.75	954.14	904.57	1093.42
E_p^C máximo (MPa)	4904.85	4374.49	5044.94	5141.56	5484.80
E_p^C mínimo (MPa)	3928.12	3879.66	4404.98	4414.16	4383.74
E_p^T máximo (MPa)	2086.58	2060.54	2368.52	2347.85	2369.62
E_p^T mínimo (MPa)	497.79	401.91	546.59	515.84	633.71
ν_{pl}^C máximo	0.23	0.24	0.23	0.23	0.22
ν_{pl}^C mínimo	0.25	0.25	0.24	0.24	0.24
ν_{pl}^T máximo	0.23	0.23	0.23	0.23	0.23
ν_{pl}^T mínimo	0.22	0.21	0.22	0.22	0.22
G_l^C máximo (MPa)	2823.47	2286.45	2977.94	3087.41	3494.80
G_l^C mínimo (MPa)	1898.21	1859.86	2315.18	2323.88	2295.14
G_l^T máximo (MPa)	944.15	932.37	1071.73	1062.37	1072.23
G_l^T mínimo (MPa)	225.24	181.86	247.33	233.41	286.75

Capítulo 5. ANALISIS COMPUTACIONAL

La simulación computacional es una herramienta poderosa que nos permite estudiar los mismos ejemplares óseos utilizados experimentalmente, pero de manera virtual evitando las dificultades que involucran los estudios con tejidos humanos o animales.

Antes de realizar la simulación computacional sobre los ejemplares estudiados es necesario establecer los parámetros a utilizar con el fin de obtener resultados satisfactorios. Éstos y otros temas son descritos a continuación.

5.1. Mallado: Tipo de elementos y Nivel de Refinamiento

Para realizar el análisis por elementos finitos, se decidió utilizar un mallado con elementos de tipo tetraédrico de 10 nodos para todos los modelos utilizados. La elección de este tipo de elementos se basa en su utilización en numerosos estudios similares realizados con anterioridad (Schileo et al., 2008; Helgason et al., 2008; Schileo et al., 2007; Taddei, Cristofolini, Martelli, Gill, & Viceconti, 2006) que han entregado resultados satisfactorios. El tipo de elemento escogido en el solver corresponde a SOLID92 (figura 5.1), este tipo de elemento posee un comportamiento de desplazamiento que lo hace apropiado para modelar mallas irregulares, como las obtenidas a partir de los sistemas CAD (Release 11.0 Documentation for ANSYS).

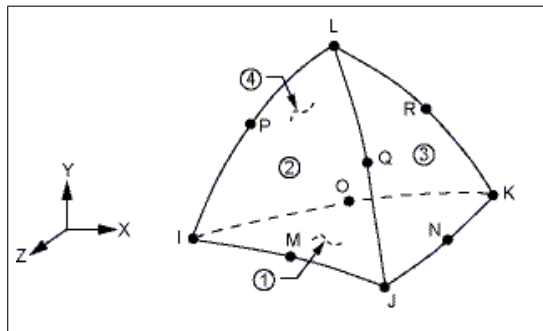


Figura 5.1. Elemento tetraédrico de 10 nodos SOLID92 escogido para el mallado.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

Para estudiar el efecto del nivel de refinamiento de la malla de elementos finitos sobre la simulación, se generaron 5 mallas con distinto nivel de refinamiento. La figura 5.2 muestra las mallas generadas para estudiar el comportamiento con distinto nivel de refinamiento.

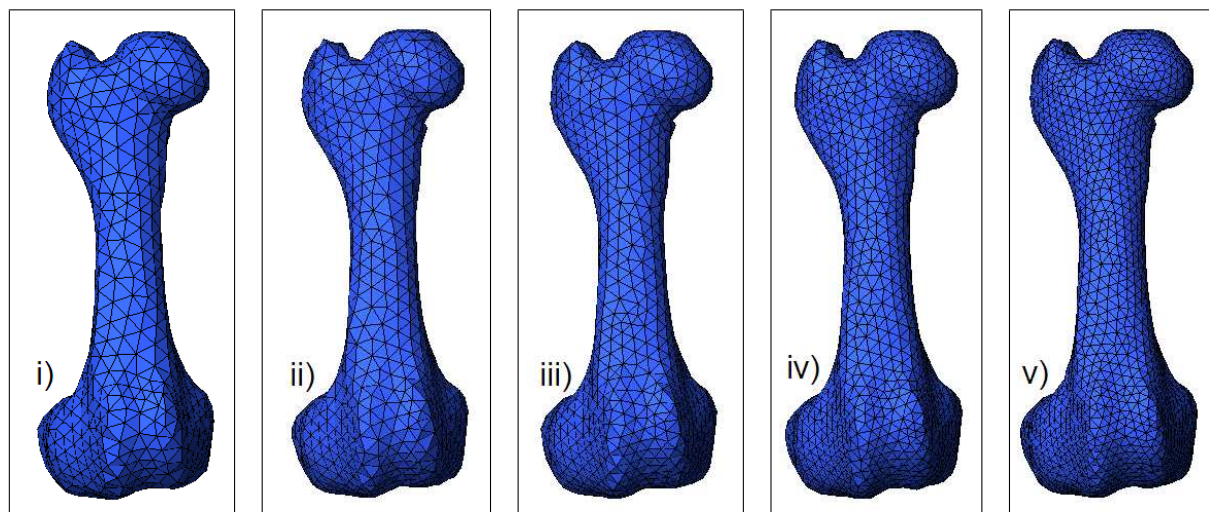


Figura 5.2. Cinco mallas diferentes para modelo de elementos finitos con distinto nivel de refinamiento, utilizados para el análisis de convergencia. Las mallas i-v se muestran de izquierda a derecha con un nivel creciente de refinamiento.

(ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA)

Las mallas fueron generadas a partir de la geometría STL obtenida para el espécimen N° 1, que fue escogido para realizar el estudio de convergencia. Los datos característicos de cada malla se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1. Características de los modelos para análisis de convergencia

FEM	Malla i	Malla ii	Malla iii	Malla iv	Malla v
Número de nodos	12088	16482	21120	34138	50977
Número de elementos	9668	12134	16735	26923	39916
Volumen Total (mm^3)	87735.6	88221.5	88525.4	88998.8	89248.9

Para estimar la convergencia de las mallas se compararon valores de esfuerzo y deformación al someter al modelo del hueso a ciertas condiciones de carga. Las mallas agruparon sus elementos en un sólo grupo, en el que se definieron propiedades mecánicas promedio para el material constitutivo (isotrópico con $E = 3GPa$ y $\nu = 0.3$), siguiendo el procedimiento realizado por otros autores (Helgason et al., 2008).

Los valores comparados para evaluar el comportamiento de cada malla fueron la componente longitudinal de los esfuerzos nodales y de los elementos, para el punto de aplicación de la carga.

Se llevó a cabo una simulación del comportamiento en flexión del hueso, al ser sometido a una carga de 1500 N , localizada al centro del hueso (sobre la diáfisis femoral). Ambos extremos (epífisis distal y proximal) fueron soportados de manera que los desplazamientos (x,y,z) son iguales a cero para los nodos en la superficie. La carga fue aplicada en dos pasos (substeps), con un tiempo total de 500 segundos.

5.1.1. Resultados de convergencia para las distintas mallas

Para obtener resultados, se realizó un análisis estático lineal. Su utilización responde a la necesidad de obtener resultados en un tiempo computacional relativamente bajo (dado el carácter preliminar de esta fase) y a los buenos resultados obtenidos en los estudios realizados con anterioridad.

Como fue mencionado, los parámetros escogidos para evaluar la convergencia fueron:

- (i) la componente longitudinal (eje Z para el modelo) de la tensión de los elementos (S_{ze}) y
- (ii) la componente longitudinal (eje Z para el modelo) de la tensión en los nodos (S_{zn}).

Para comparar las variaciones entre cada modelo se midió la diferencia porcentual de los valores, utilizando como valor referencial los entregados por la malla iv. Al observar y analizar los resultados de convergencia, sólo se pueden apreciar diferencias menores para los valores reportados en cada modelo y no es posible distinguir una tendencia que indique la convergencia a algún valor particular para los parámetros S_{ze} y S_{zn} . Las diferencias en ningún caso superan el 6 %, por lo que se supone que todos los niveles de refinamiento ya han alcanzado valores estables y por lo tanto son apropiados para realizar análisis posteriores. Éstos y otros resultados del estudio de convergencia pueden ser consultados en el Anexo E.

Debido a esto, se optó por la malla iv ya que muestra valores ubicados en la porción central de los gráficos. Además, el número de nodos y elementos que posee permite realizar cálculos sin

el aumento excesivo en el tiempo de cómputo que pueden introducir mallas con mayor nivel de refinamiento.

La utilización de la malla iv implica la generación de mallas de elementos finitos con aproximadamente 34000 nodos y 26000 elementos. Estas cantidades varían dependiendo de las características geométricas propias de cada hueso (rasgos anatómicos). Para lograr similitud en las mallas, a la hora de generarlas desde el archivo STL se utiliza un factor de escalamiento constante. Este valor es introducido durante el mallado, que se realiza utilizando el software ANSYS ICEM CFD (ANSYS ICEM CFD 11.0, ANSYS Inc., USA).

5.2. Simulación en ANSYS

Las mallas previamente generadas son importadas a ANSYS (ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA), donde se realiza la simulación correspondiente. En esta fase es necesario definir las condiciones del fenómeno experimental que se desea reproducir.

Debido a que fue necesario realizar numerosas simulaciones sobre cada malla generada, se optó por la elaboración de una macro para el problema. La macro es una secuencia de comandos que son entregados al programa a través de un archivo de texto que contiene las instrucciones que realizan todos los pasos que serán descritos en esta sección. El Anexo F muestra un ejemplo con la secuencia de comandos utilizados en uno de los modelos.

Como fue descrito anteriormente, se realizaron ensayos experimentales de flexión cargando el hueso en la cara posterior de la diáfisis femoral y apoyándolo sobre sus extremos (sobre la cara anterior).

5.2.1. Aplicación del esfuerzo de deformación

Con el fin de imitar las condiciones del ensayo experimental, el hueso fue sometido a esfuerzo aplicando una deformación y observando la respuesta (fuerza de reacción) del mismo.

Cada hueso fue cargado en el nodo más cercano al lugar donde se aplicó la deformación en el ensayo. Este sitio corresponde aproximadamente al punto medio de la longitud total del hueso. La magnitud de la deformación aplicada en la simulación, corresponde a la que entrega el máximo valor de esfuerzo tolerable por el espécimen durante el ensayo experimental. Este valor fue obtenido del análisis de los datos del ensayo de cada hueso.

La tabla 5.2 entrega un resumen con la información correspondiente a la aplicación del esfuerzo de deformación en cada caso. El punto de carga corresponde a la distancia medida desde el extremo proximal, en que se aplica el esfuerzo.

Tabla 5.2. Aplicación del esfuerzo de deformación en cada modelo de elementos finitos

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Punto de carga (<i>mm</i>)	65	67.5	64	65.5	67.5
Nodo	3574	2305	2231	11731	4947
Deformación (<i>mm</i>)	2.667	3.048	2.901	3.444	4.044

5.2.2. Definición de reacciones en los extremos

Como fue señalado en la descripción del procedimiento experimental, cada extremo del hueso (distal y proximal) fue apoyado en un soporte a medida fabricado en resina. Cada soporte impide el desplazamiento de la superficie del hueso que se encuentra en contacto con el soporte. La simulación computacional contempla la restricción de los desplazamientos en las direcciones (x,y,z) de los nodos correspondientes (tabla 5.3).

5.2.3. Tiempo de la simulación

Para cada modelo se debe escoger un tiempo total de simulación. El tiempo escogido corresponde al transcurrido durante el ensayo experimental. Se considera el tiempo transcurrido hasta el instante en que el hueso es capaz de soportar la mayor carga, descontándose los instantes iniciales de las pruebas experimentales en que la máquina de ensayos se desplaza sin registrar carga. El tiempo seleccionado para cada ensayo se entrega a continuación en la tabla 5.3.

Tabla 5.3. Nodos de apoyo y tiempo total de simulación para cada modelo de elementos finitos

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Nodos	2433	4103	1426	1008	855
	1973	1236	1171	1264	1251
	591	1125	2262	2216	1052
	1240	2120	1035	1968	2291
Tiempo (s)	490	579	551	658	771

5.2.4. Tipo de análisis

Las simulaciones realizadas son de tipo estático lineal, es decir, se excluyó el efecto transiente. Este tipo de simulaciones han demostrado ser suficientemente precisas al ser aplicadas a modelos biomecánicos (Schileo et al., 2008; Helgason et al., 2008; Schileo et al., 2007; Taddei et al., 2006), y con la intención de no complicar excesivamente el problema (y enfocarse en la influencia del material), se adoptó este enfoque en el presente estudio. Por otro lado, es necesario notar que las simulaciones transientes involucran tiempos computacionales (de cálculo) mucho mayores, que dada la gran cantidad de simulaciones realizadas plantea una dificultad adicional.

Cada simulación implica un tiempo de cálculo que varía de acuerdo al modelo en cuestión y al número de materiales incorporado. Cada simulación tarda aproximadamente 45 minutos en ser procesada en un equipo Intel Core 2 Quad con 4 GB de memoria RAM.

La figura 5.3 muestra una imagen del modelo computacional preparado y listo para ser sometido a la simulación en ANSYS.

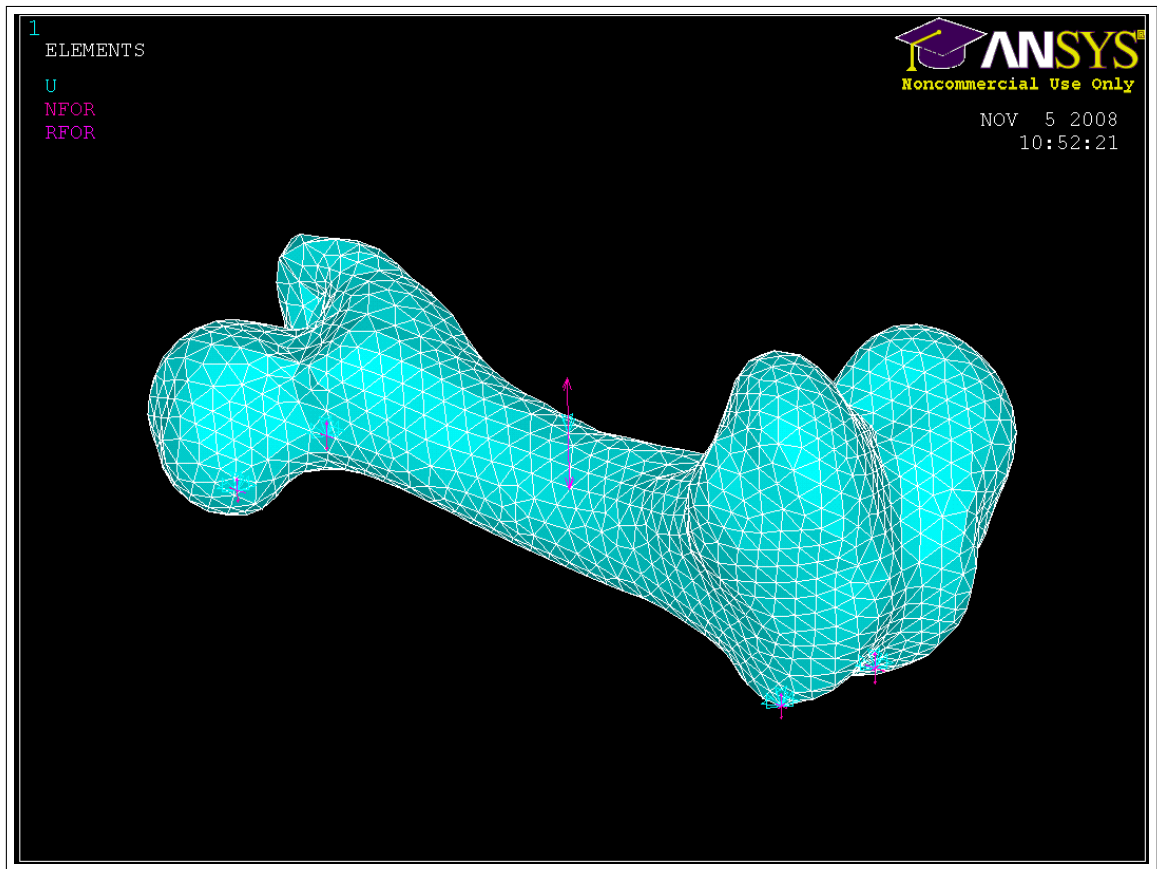


Figura 5.3. Modelo de elementos finitos preparado para la simulación en ANSYS. La figura muestra el modelo de elementos finitos correspondiente al fémur N° 1 (modelo *d*) preparado para realizar la simulación.

(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

Capítulo 6. RESULTADOS Y DISCUSION

El resultado de las pruebas experimentales y simulaciones computacionales del estudio se presenta a continuación.

6.1. Resultados Experimentales

Como ha sido mencionado, se realizó un ensayo de flexión sobre los especímenes óseos imponiendo una deformación a razón permanente de $0.5 \frac{mm}{min}$ y se registró la fuerza necesaria para mantener dicha tasa en cada instante del ensayo.

6.1.1. Fuerza y deformación

Para efectos de análisis y comparación, sólo se consideró la información que registra datos desde el inicio del aumento de la fuerza y se da por finalizado el ensayo al alcanzarse la máxima carga que es capaz de soportar el hueso.

La figura 6.1 muestra la curva Fuerza-Deformación correspondientes a los femures N° 1 al 5 respectivamente.

Los resultados de los ensayos para los cinco ejemplares se resumen en la tabla 6.1.

Tabla 6.1. Resultados de los ensayos experimentales

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Carga Máxima (N)	967	1007	1071	952	1850
Deformación (mm)	2.667	3.048	2.901	3.444	4.044
Duración del ensayo (s)	490	571	551	658	771

La deformación corresponde a la observada cuando se alcanza el mayor valor de carga. Puede observarse que los valores de fuerza se encuentran en torno a los $1000 N$ y las deformaciones cercanas a los $3 mm$. Sólo el quinto hueso ensayado mostró un comportamiento distinto, que a priori se puede atribuir a su mayor tamaño (ver tabla 3.1).

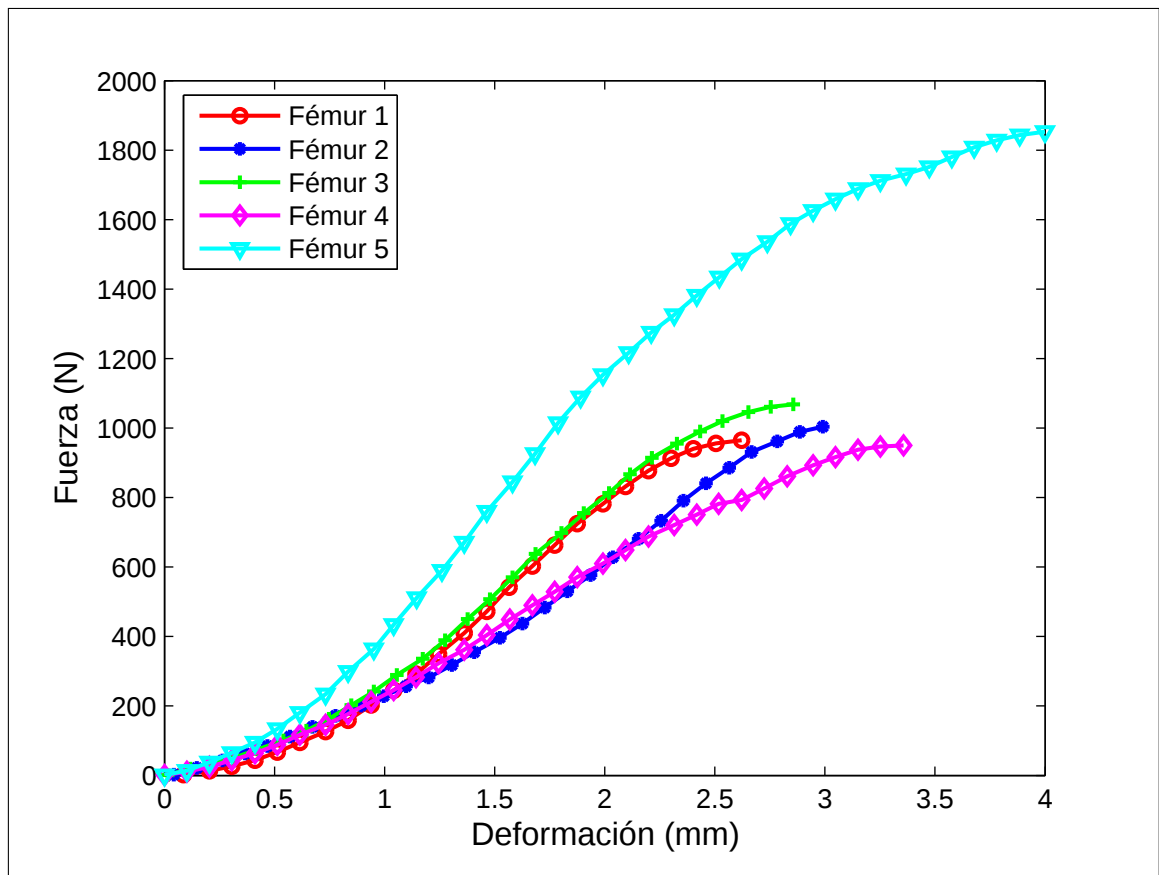


Figura 6.1. Resultados experimentales de los fémures ensayados.

6.1.2. Fractura

Los especímenes fueron ensayados hasta que se observó la fractura. En todos los casos, esto ocurre después de alcanzarse el valor máximo de carga, luego de observarse un incremento sostenido de la deflexión sin aumento de la fuerza total aplicada. Finalmente, la fractura se produce con un valor de fuerza inferior al máximo registrado. La tabla 6.2 registra los datos para los ensayos de los cinco especímenes.

Tabla 6.2. Resultados de fractura de los ensayos experimentales

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Fuerza (N)	956	846	625	847	1816
Deflexión (mm)	3.84	6.639	5.757	4.512	4.221
Tiempo (s)	751	1277	1134	864	814

Los valores de fuerza y deflexión entregados corresponden a los registrados en el instante previo al colapso del hueso.

En casi todos los casos, antes de registrarse el descenso violento en la carga soportada, se produce un crujido que anuncia la fractura del hueso. En algunos casos, la propagación de la fractura produce de manera violenta y desplaza al hueso ya fracturado fuera del sistema de montaje.

Se tomaron fotografías para obtener un registro de la falla observada en cada ejemplar y de esta manera permitir una correcta comparación con los resultados entregados por la simulación computacional.

6.1.2.1. Zona de fractura fémur N° 1

En el fémur N° 1 se observó la fractura como una fisura transversal, fácilmente identificable en la cara anterior de la diáfisis femoral, hacia el extremo proximal. La figura 6.2 muestra la zona de falla.



Figura 6.2. Sitio de fractura fémur N° 1.

A la izquierda, la imagen muestra la ubicación de la fisura en el hueso. La imagen de la derecha muestra un acercamiento a la zona de fractura. La fisura posee una longitud aproximada de 20 mm y se ubica a 50 mm medidos desde el extremo proximal (cabeza del fémur).

6.1.2.2. Zona de fractura fémur N° 2

En el fémur N° 2 se observó la fractura en la zona de apoyo de la herramienta de carga, observándose un fenómeno de incrustamiento progresivo al propagarse la falla.



Figura 6.3. Sitio de fractura fémur N° 2.

La figura 6.3 permite observar la fisura que produce la falla del hueso. En esta oportunidad, la fractura del hueso se produjo en la cara posterior de la diáfisis femoral, a 62 *mm* del extremo proximal del hueso. La fractura observada en este caso no produce un colapso total del hueso, pero es suficiente para disminuir notablemente su capacidad de tolerar carga en flexión.

6.1.2.3. Zona de fractura fémur N° 3

En el fémur N° 3 se observó un mecanismo de falla similar al descrito en el segundo espécimen. La fractura se produce en la zona de contacto entre la herramienta que transmite la fuerza y la superficie de la diáfisis del hueso. Sin embargo, en esta oportunidad no se registró el crujido característico que coincide con la fractura del hueso.

En la figura 6.4 muestra la zona fracturada para el tercer espécimen. La imagen superior muestra una toma lateral que permite verificar el incrustamiento y la pulverización del material óseo en la zona. Debido a que no se observó una fisura que produjera el colapso del hueso, el ensayo se dio por terminado al transcurrir un tiempo significativamente mayor al del resto de los huesos (1134 *s*), con un descenso sostenido de la fuerza tolerada que llegó a 625 *N*.

En esta oportunidad no se pudo observar claramente una fisura en la superficie del tejido, sin embargo el material óseo se pulverizó en un radio de 10 *mm* en la zona de contacto con la herramienta de carga (imagen inferior derecha de la figura 6.4).

6.1.2.4. Zona de fractura fémur N° 4

La fractura del fémur N° 4 se produjo producto de una fisura hacia el costado lateral interior.



Figura 6.4. Sitio de fractura fémur N° 3.



Figura 6.5. Sitio de fractura fémur N° 4.

La fisura se extiende de manera longitudinal por la diáfisis del hueso, con 21 *mm* de largo (imagen a la derecha en la figura 6.5). La falla se extiende desde los 50 a los 71 *mm* medidos desde el extremo proximal del hueso y a unos 10 *mm* de la cara anterior de la diáfisis femoral.

6.1.2.5. Zona de fractura fémur N° 5

El patrón de fractura para el fémur N° 5 es similar al observado para el ensayo del espécimen N° 1. La fisura se produce sobre la diáfisis femoral y en este caso se ubica próxima al extremo distal del hueso.



Figura 6.6. Sitio de fractura fémur N° 5.

La falla se produce en la cara anterior de la diáfisis femoral (figura 6.6), abarcando la extensión completa de ésta (aproximadamente 20 *mm* de longitud) orientada en el sentido transversal. Su ubicación fue medida a 90 *mm* del extremo proximal (aproximadamente 46 *mm* desde el extremo distal).

6.2. Resultados simulación computacional

Las simulaciones se llevaron a cabo de acuerdo a los parámetros detallados en el capítulo anterior, obteniéndose los resultados que se presentan a continuación.

6.2.1. Fuerza y deformación

Estudios anteriores (Schileo et al., 2008, 2007; Taddei et al., 2006) han señalado la naturaleza lineal de los resultados obtenidos al realizar simulaciones computacionales de este tipo. Tanto los resultados para el modelo homogéneo (modelo referencial *r*) como aquellos que incorporan propiedades de material variable (modelos *a*, *b*, *c*, *d* y *t*) muestran resultados que coinciden con lo señalado anteriormente (figura 6.7).

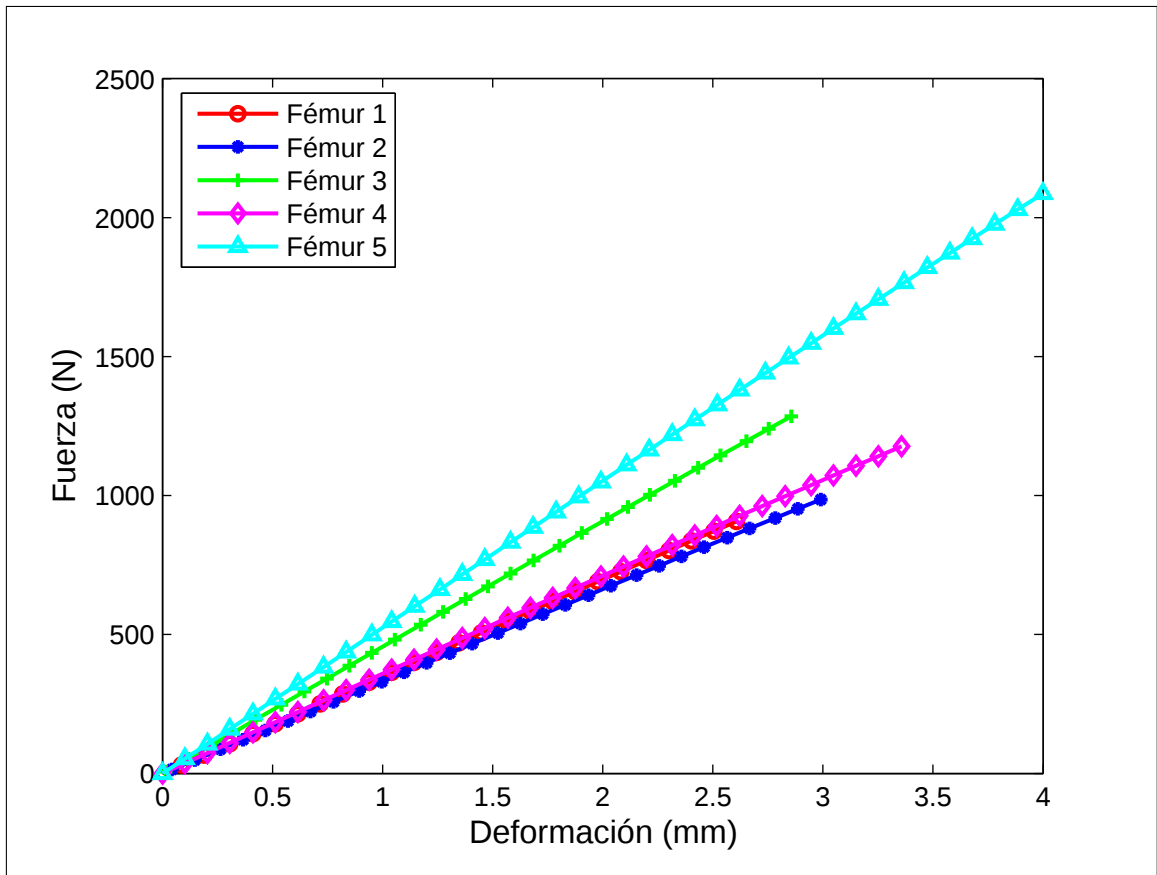


Figura 6.7. Resultados de la simulación (modelo *d*) para los cinco fémures.

La figura 6.7 muestra los valores de esfuerzo y deflexión obtenidos por la simulación computacional del modelo de mayor precisión (modelo *d*) para cada ejemplar. Los resultados correspondientes a los restantes modelos (*r*, *t*, *a*, *b* y *c*) pueden ser consultados en el Anexo G.

La tabla 6.3 entrega un resumen con los datos obtenidos para el esfuerzo máximo registrado en cada simulación. La deflexión correspondiente en cada caso equivale al valor introducido en la simulación, que corresponde a 2.667, 3.048, 2.901, 3.444 y 4.044 *mm* para los fémures N° 1 al 5 respectivamente.

6.2.2. Fractura

La fractura de los especímenes se evaluó considerando la zona que presenta elementos cuyos valores de esfuerzo sobrepasen el límite soportado por el material. Para esto, es necesario escoger algún criterio que permita evaluar los esfuerzos encontrados. Existen múltiples criterios que han

Tabla 6.3. Resultados del esfuerzo para simulaciones de los modelos a, b, c y d

		Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Modelo (r)	Fuerza N	3104	3082	4127	4205	6972
Modelo (a)	Fuerza N	1063.65	1190.12	1473.47	1376.55	2310.30
Modelo (b)	Fuerza N	989.83	1074.28	1356.09	1265.74	2215.22
Modelo (c)	Fuerza N	946.50	1036.98	1335.16	1229.23	2143.58
Modelo (d)	Fuerza N	927.65	1004.06	1304.42	1205.96	2109.31
Modelo (t)	Fuerza N	885.96	915.763	1254	1189	1963

sido utilizados con anterioridad para evaluar la fractura del material óseo: Máxima deflexión principal (Bayraktar et al., 2004), tensiones de Von Misses y máxima tensión principal (Keyak, Lee, & Skinner, 1994), por nombrar algunos de reciente utilización. Sin embargo, ninguno de estos criterios ha sido empleado para evaluar la fractura de un fémur porcino sometido a flexión. El primer criterio (ϵ_{max}) entrega valores constantes para la deflexión máxima tolerada por el hueso y descarta la influencia de la densidad del tejido. Su aplicación es efectiva al evaluar la fractura de zonas particulares del hueso, donde existen valores similares de densidad y por lo tanto fue descartado para el estudio. De los restantes, se optó por la utilización de un criterio basado en las tensiones de Von Misses (σ_{VM}), que ha demostrado ser útil para el estudio de otros huesos largos (tibia) similares al fémur. Por otra parte, la fuente consultada señala escasas diferencias entre este criterio y el correspondiente a la tensión máxima principal (σ_{max}), donde es posible observar valores idénticos en el caso de las tensiones en compresión y un valor límite levemente inferior en el caso de las tensiones en tracción para σ_{max} . La similitud entre ambos criterios puede comprenderse al observar que existe un claro predominio de una de las tensiones principales por sobre las dos restantes en cada elemento. Por lo tanto, las tensiones de Von Misses calculadas poseen una marcada influencia de este valor de tensión que entrega un resultado muy similar al de la tensión principal máxima. Mayores detalles pueden ser consultados en el Anexo C. Finalmente, es posible escoger σ_{VM} como un posible criterio válido (aunque no el único) para estimar la fractura del hueso.

Para esto, se deben calcular las tensiones de acuerdo al criterio escogido (σ_{VM}) y compararlas con la tensión máxima tolerada antes de la fractura, definida por la siguiente relación:

$$\sigma_{VM} = \sigma_{lim} = 137 \cdot \rho_{ash}^{1.88} (MPa) \quad (6.1)$$

Donde σ_{lim} representa el valor de la tensión máxima (MPa) tolerada por el tejido óseo antes de la fractura y ρ_{ash} corresponde al valor de la densidad mineral del tejido ($\frac{gr}{cm^3}$). Para efectos de análisis, la densidad mineral fue calculada a partir de la densidad aparente de acuerdo a la relación (Schileo et al., 2007):

$$0.6 = \frac{\rho_{ash}}{\rho_{ap}} \quad (6.2)$$

Donde ρ_{ap} representa el valor de la densidad aparente, con la que se ha trabajado en este estudio. Al observar la ecuación 6.1 resulta evidente la relación que existe entre la tensión máxima tolerada y la densidad del tejido óseo. La relación indica que para mayores valores de densidad se obtiene mayor resistencia a la fractura y viceversa, por lo que para cada definición de material generada existe un valor de tensión límite asociado. Para obtener un valor único para la tensión máxima tolerada por cada espécimen, ésta se calculó utilizando el valor de densidad promedio ($\bar{\rho}_{ap}$) estimado para cada hueso en el proceso de calibración (ver tabla 4.3). A continuación, se indican los valores obtenidos en cada caso para el esfuerzo máximo tolerado, de acuerdo a la ecuación 6.1.

Tabla 6.4. Tensión máxima tolerada antes de la fractura para modelos computacionales de especímenes óseos

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
$\bar{\rho}_{ap} (\frac{gr}{cm^3})$	1.06	1.02	1.10	1.10	1.19
$\rho_{ash} (\frac{gr}{cm^3})$	0.63	0.61	0.66	0.66	0.71
$\sigma_{lim} (MPa)$	58.27	54.24	63.04	62.89	72.24

La tabla 6.4 muestra los valores de tensión máxima calculados a partir de la densidad promedio en cada caso. Para visualizar los resultados correspondientes al esfuerzo del hueso y compararlos con los valores de fractura, se utiliza una escala gráfica que permite señalar con color rojo las regiones del hueso que se encuentren por encima del valor de tensión máxima tolerada. Las regiones visualizadas en color gris corresponden a porciones del modelo que se encuentran fuera del rango de valores en visualización y que coinciden con las ubicaciones de los puntos de carga o apoyo y que serán excluidos del análisis.

6.2.2.1. Fémur N° 1

La figura 6.8 entrega los resultados de la simulación efectuada sobre el modelo *d* correspondiente al fémur N° 1. Las imágenes muestran las tensiones de Von Mises registradas en el hueso. Los valores más altos se distribuyen tanto en la cara anterior y posterior de la diáfisis femoral, llegando a unos 50 (*MPa*). La observación de las imágenes revela un predominio de altos valores de tensión hacia la mitad proximal de la diáfisis (en dirección a la cabeza femoral) especialmente evidente en la cara anterior de la misma.

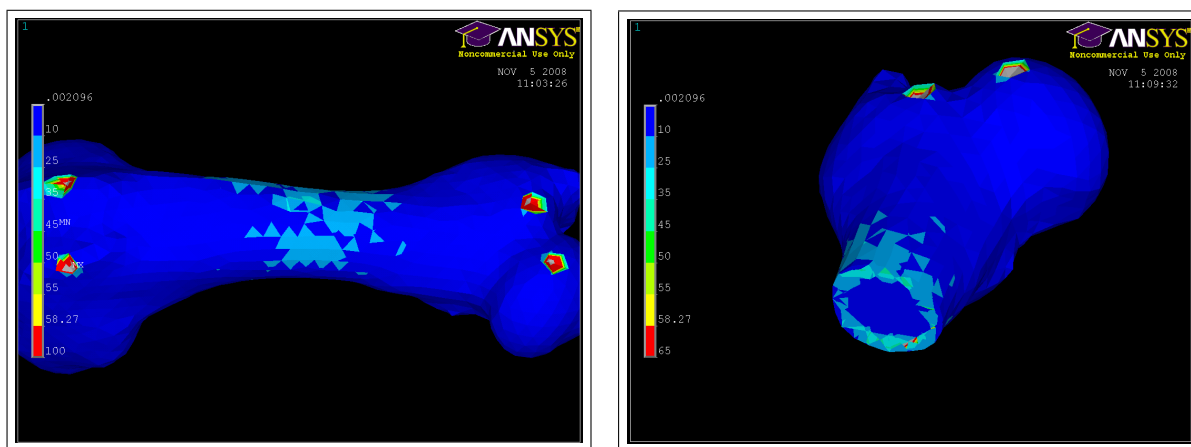


Figura 6.8. Tensión (*MPa*) en la cara anterior de la diáfisis femoral del espécimen N° 1.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

En la figura 6.8, el área mostrada coincide con la zona de fractura registrada para el espécimen en el ensayo experimental (figura 6.2). La imagen a la derecha en la figura muestra una vista en corte (axial) que evidencia tensiones del orden de los 50 *MPa*, muy cercanas al valor límite soportado por el material.

6.2.2.2. Fémur N° 2

Se presentan los resultados obtenidos para la simulación del segundo espécimen en estudio (figura 6.9). Se muestran los resultados de deflexión (*mm*) y de la tensión de Von Mises registrada (*MPa*). Los mayores valores de tensión predominan en la cara posterior de la diáfisis por sobre la anterior, donde puede observarse una franja longitudinal hacia el costado exterior de la misma. Las tensiones en la zona bordean los 50 *MPa* y en algunos casos alcanzan los 70 *MPa*, superando el límite para el material y provocando la fractura.

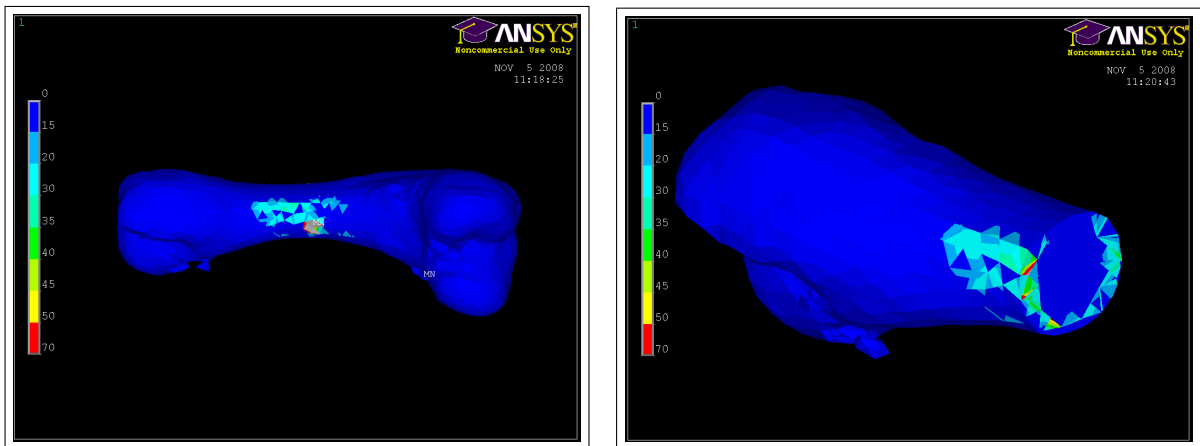


Figura 6.9. Región con mayores valor de Tensión (MPa) para el espécimen N° 2.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

La zona que muestra tensiones que se acercan o superan el valor límite para el material, coinciden con la región fracturada durante el ensayo experimental del hueso (ver figura 6.3) y permiten observar una buena coincidencia entre los resultados experimentales y la simulación.

6.2.2.3. Fémur N° 3

Las imágenes (figura 6.10) muestran los resultados de la simulación del modelo *d* correspondiente al tercer fémur estudiado. En ellas pueden visualizarse los esfuerzos (MPa) calculados de acuerdo al criterio Von Misses. Al observar las imágenes, pueden identificarse esfuerzos cercanos al límite del material (entre 40 y 60 MPa) en la región central del hueso (diáfisis femoral) que coinciden con la ubicación del punto de carga. La mayor concentración de esfuerzos en esta cara de la diáfisis (por sobre los esfuerzos registrados en la cara anterior) indica que el colapso del hueso se produce a partir de esta zona.

Al observar la imagen pueden observarse similitudes con el sitio de falla observado experimentalmente en la figura 6.4.

6.2.2.4. Fémur N° 4

Los resultados presentados a continuación muestran la tensión calculada para la simulación del modelo *d* del fémur N° 4. Los esfuerzos que pueden apreciarse muestran que las tensiones se concentran en la diáfisis femoral (tanto en la cara anterior y posterior) con valores que no superan el valor límite para este espécimen. Al observar el la cara interior de la diáfisis (cara que coincide

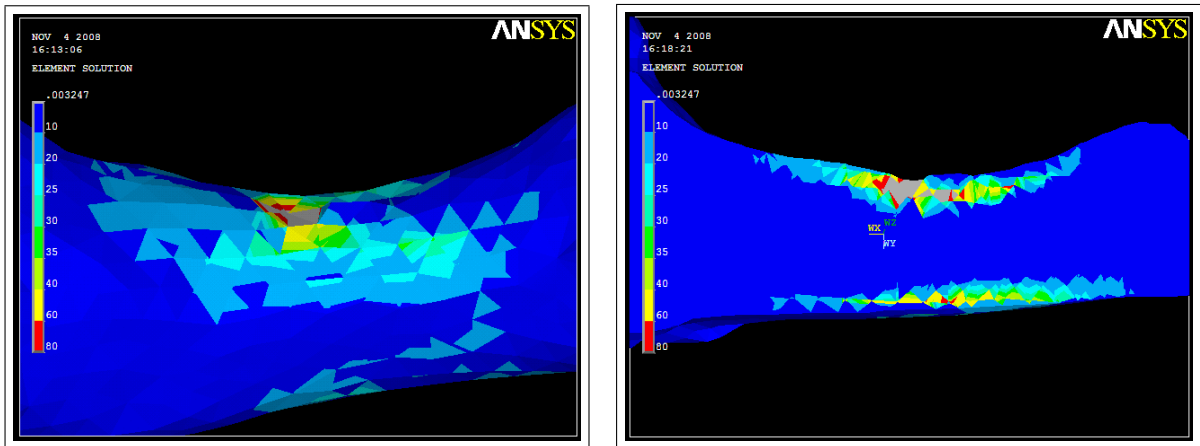


Figura 6.10. Tensión (MPa) en región con los mayores esfuerzos para el espécimen N° 3.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

con la cabeza femoral) se advierte una región con mayores valores de tensión que el resto de la región (figura 6.11).

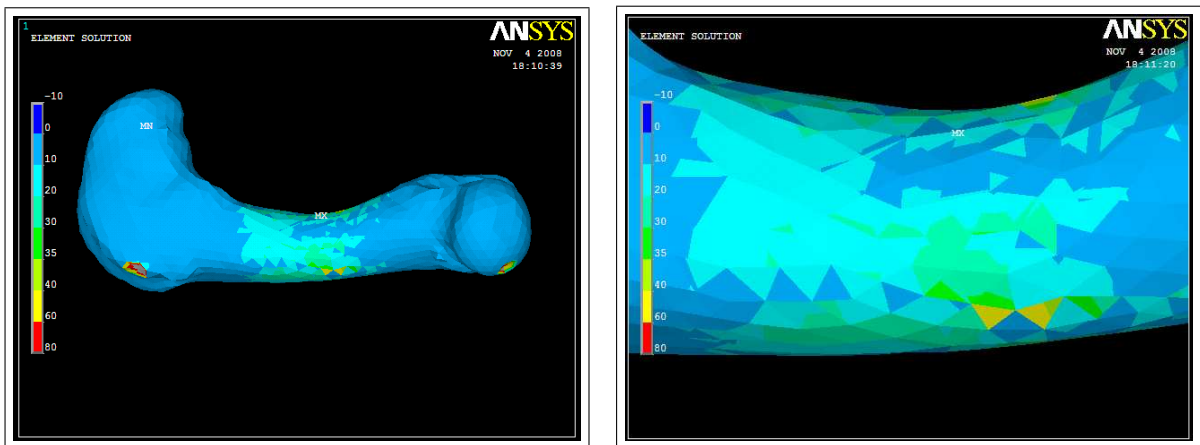


Figura 6.11. Tensión (MPa) en cara interior de la diáfisis femoral para el espécimen N° 4.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

La región muestra una franja longitudinal (de acuerdo a la dirección predominante del hueso) con mayores esfuerzos, alcanzando los $60 MPa$. Se observó en este caso una buena similitud con el sitio de falla experimental (figura 6.5), en que se produjo una fisura longitudinal coincidiendo con la zona que predice las mayores tensiones.

6.2.2.5. Fémur N° 5

En la figura 6.12 se presentan los resultados para la simulación efectuada al modelo del quinto espécimen. En ella, se visualizan valores máximos de esfuerzo que reporta la simulación, en la que una vez más pueden apreciarse que las mayores tensiones corresponden a la región central del hueso (diáfisis). Al observar la cara anterior de la diáfisis, puede distinguirse una región con valores levemente superiores, sugiriendo la probable zona de colapso del hueso.

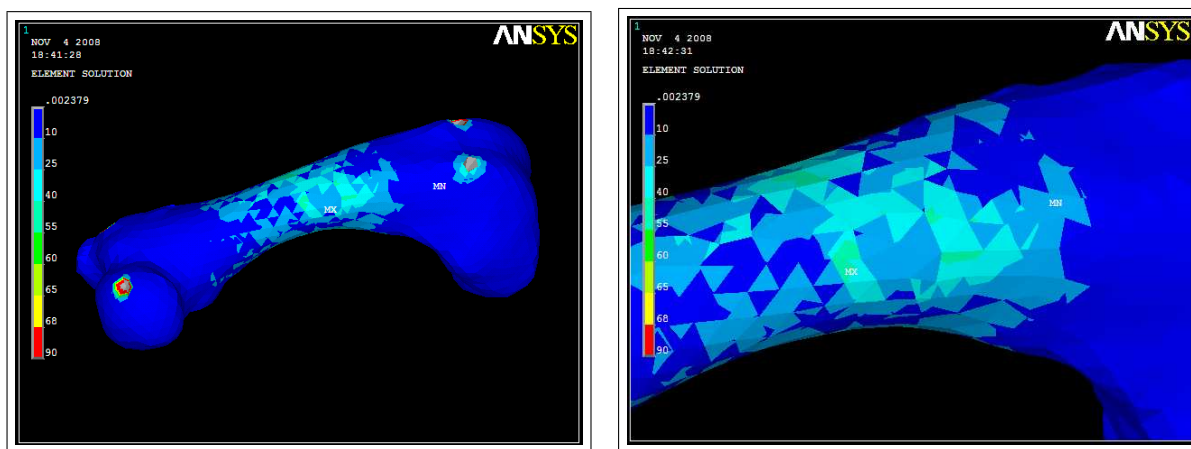


Figura 6.12. Tensión (MPa) en cara anterior distal de la diáfisis femoral para el espécimen N° 5.

(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

La imagen a la derecha en la figura 6.12 indica valores de tensión cercanos a los 65 MPa , que se acercan al límite estimado para el hueso (aproximadamente 70 MPa). Esta región con mayores tensiones, coincide con la zona de fractura observada en el ensayo experimental para el quinto espécimen (figura 6.6).

El estudio del sitio de falla observado en los modelos con isotropía transversal arrojó resultados muy similares a los indicados en esta sección para los modelos d correspondientes a cada ejemplar. La predicción del lugar del fractura coincide con la región señalada para cada hueso, observándose nuevamente gran capacidad de predicción del sitio de falla. Sin embargo, las tensiones registradas son levemente menores a las obtenidas con el modelo d . Las imágenes que muestran la región de interés para cada fémur obtenida mediante el modelo t , pueden ser consultadas en el Anexo H.

6.3. Comparación de resultados y Discusión

Al observar las imágenes presentadas en la sección anterior, se pudo comprobar una alta correspondencia entre los datos obtenidos por la simulación computacional y los ensayos practicados a cada espécimen óseo. En todos los casos, la simulación computacional es capaz de identificar la región más propensa a fallar (que se visualiza como la región con mayores valores de tensión) que en todos los casos corresponde a la diáfisis femoral.

Al analizar los valores de tensión y los valores máximos soportados por cada hueso, se observan algunas diferencias. En los modelos correspondientes a los fémures N° 1 y 5 se obtuvieron valores de tensión por debajo de los límites para el material en cada caso y no es posible concluir que se produzca el colapso del hueso. Sin embargo, en los restantes modelos se observaron valores que se acercan a los límites del material y que sugieren la fractura.

De acuerdo a lo señalado, el modelo utilizado ha demostrado ser una herramienta apropiada para estudiar las regiones más vulnerables del hueso y de esta manera pronosticar el sitio de origen para una fractura. La comparación con los sitios experimentales de fractura pone en evidencia la validez de los resultados.

Por otro lado, interesa comparar la similitud de los modelos computacionales al estudiar la respuesta ante la deflexión impuesta en el ensayo experimental. En particular interesa comparar los valores de esfuerzo y deflexión reportados por la simulación contra los valores correspondientes al estudio experimental. Para evaluar la similitud, se procedió utilizando una metodología similar a la explicada en la sección 3.5. Para ello, se realizó una regresión lineal entre los resultados provenientes de ambas fuentes, de manera que se obtuvo el coeficiente de regresión lineal R^2 y R^2_{adj} (ajustado), la pendiente y el intercepto de la curva de regresión, siguiendo una metodología similar a la utilizada en otros estudios (Helgason et al., 2008; Schileo et al., 2007; Taddei et al., 2006). Si los valores comparados son idénticos, deberíamos encontrar una relación perfectamente lineal

entre ambas series de datos con una pendiente igual a uno ($m = 1$) y un intercepto de cero ($n = 0$).

A continuación se presentan los resultados con los coeficientes de la regresión lineal efectuada a los resultados del modelo más preciso (modelo d), generado para cada espécimen (tabla 6.5). Adicionalmente, se entrega el valor de la diferencia máxima observada y el error promedio (RMSE).

Tabla 6.5. Coeficientes de la regresión lineal para modelo (d) de cada espécimen

	Modelo 1d	Modelo 2d	Modelo 3d	Modelo 4d	Modelo 5d
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	0.76	0.88	1.01	1.09	0.95
n	130.34	104.60	132.59	72.92	74.22
Diferencia Max. (N)	39.35	2.94	233.42	253.96	259.31
Diferencia Max. (%)	4.07%	0.29%	17.90%	21.06%	12.30%
RMSE (N)	36.12	37.69	48.55	31.32	97.85
RMSE (%)	3.74%	3.74%	4.53%	3.29%	5.29%

En todos los casos se observan valores de R^2 y $R^2_{adj} \geq 0.97$. Descartando el resultado obtenido para el primer modelo ($m = 0.76$) los valores de la pendiente de la curva de regresión se ubican próximos a su valor ideal ($m = 1$) con un promedio de 6.8% de error.

El error cuadrático medio (RMSE) muestra valores similares en los modelos correspondientes a los distintos especímenes, con valores entre el 3.72 y 5.29 %. La diferencia máxima entre la simulación y el valor experimental muestra algunas diferencias de acuerdo al ejemplar. Para los huesos N° 1 y 2 las simulaciones predicen con alta precisión el comportamiento observado empíricamente. Para el caso de los restantes ejemplares se observan diferencias que varían entre 12 y 21 %.

Además, interesa también evaluar los resultados para el modelo de istropía transversal generado para cada ejemplar (modelo t). La tabla 6.6 muestra los resultados con los coeficientes de regresión obtenidos en este caso.

Los coeficientes de regresión para los restantes modelos pueden ser consultados en el Anexo I.

Tabla 6.6. Coeficientes de la regresión lineal para modelos de isotropía transversal de cada ejemplar

	Modelo 1t	Modelo 2t	Modelo 3t	Modelo 4t	Modelo 5t
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	0.73	0.80	0.97	1.07	0.88
n	123.52	94.15	122.93	65.42	67.79
Diferencia Max. (N)	150.62	131.20	184.00	237.00	215.13
Diferencia Max. (%)	15.58%	13.03%	14.67%	19.93%	10.96%
RMSE (N)	34.35	33.63	46.12	31.76	93.79
RMSE (%)	3.55%	3.34%	4.31%	3.34%	5.07%

Al comparar los resultados del modelo con isotropía transversal (tabla 6.6) con los obtenidos para el modelo d (tabla 6.5) puede observarse una mejora global en la calidad de los resultados. Esto se manifiesta en la disminución del error cuadrático medio (RMSE) para todos los especímenes, con la excepción del N° 4 que experimenta una leve alza del 0.07%. Sin embargo, la diferencia máxima observada entre los resultados experimentales y la simulación, experimentan un alza que deja los valores entre un 10.1 y 15.6% de diferencia. Dicho fenómeno indica que aunque la predicción en términos globales se mejoró, existen etapas en el proceso de carga que no entregan valores suficientemente adecuados. En especial, se observa que en el tramo final de las curvas de datos (curva roja) para la regresión de los ejemplares N° 1 y 2, quedan muy por debajo de la recta $y = x$, tal como lo muestra la figura 6.13 para el primer ejemplar. El aumento de la diferencia máxima es crítico en la simulación de los dos primeros fémures, alcanzando valores moderados para los tres restantes (del orden del 3%). Teniendo en cuenta esto junto con la disminución del error cuadrático medio, podría esperarse que el modelo converja a valores de RMSE del orden de 3.5% y de diferencias de un 13% al medir con respecto a los ensayos experimentales.

En las curvas de regresión se observa la relación que existe entre los valores experimentales y los calculados por la simulación computacional. La calidad de la simulación puede ser evaluada al observar la similitud de la recta de regresión obtenida, comparada con la recta $y = x$. En todos los casos se observó que la simulación sobreestima la fuerza de reacción que se produce durante el inicio del proceso de carga. En la porción central de la curva (mitad del ensayo) ocurre a la inversa y la simulación entrega valores de esfuerzo que subestiman (en la mayoría de los casos) a los experimentales. La tendencia a subestimar se equipara hacia los últimos instantes del ensayo.

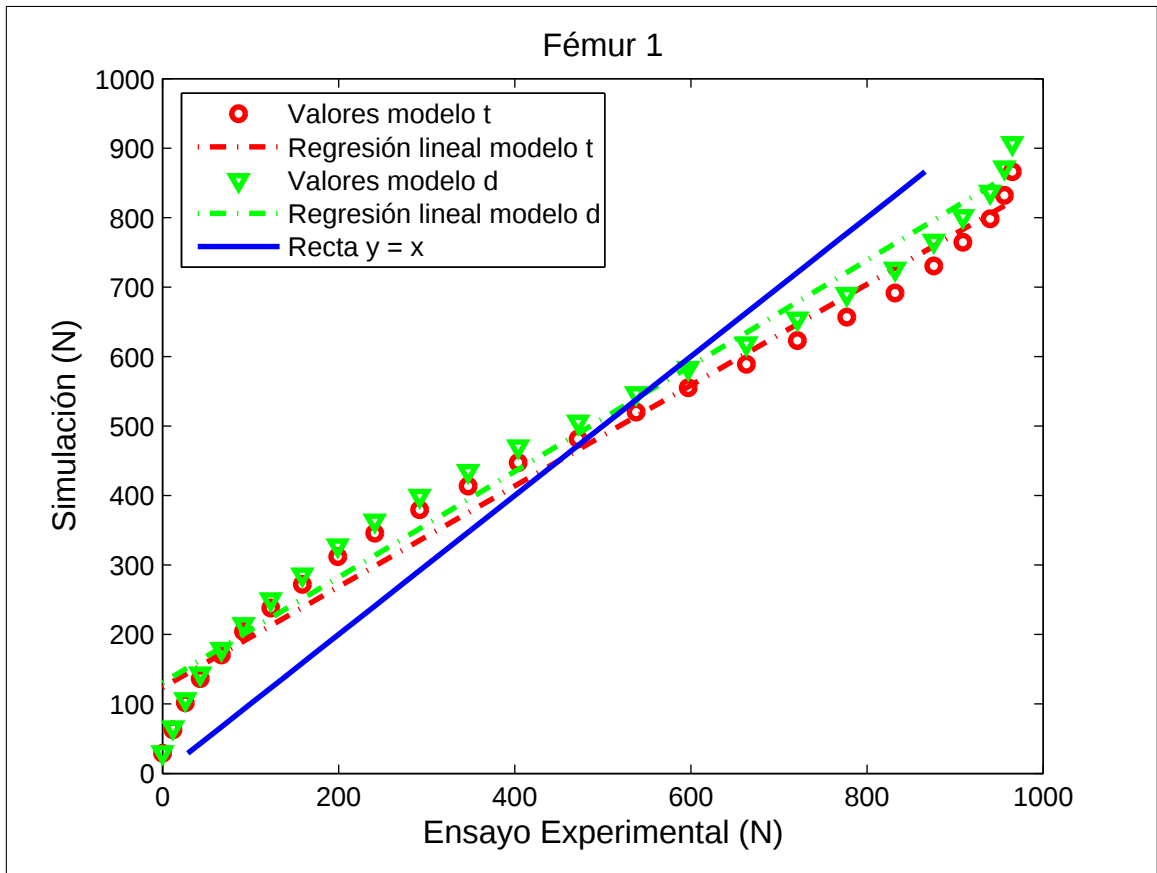


Figura 6.13. Curvas de regresión para modelo *d* y *t* del fémur N° 1. La curva de regresión en su tramo final queda por debajo de la recta $y = x$, lo que evidencia la subestimación en los resultados de esfuerzo entregados por la simulación.

En el quinto espécimen la simulación sobrepasa los valores reportados por la simulación hacia el final del ensayo, generándose un error adicional en la estimación (figura 6.14).

Las simulaciones de los fémures N° 3 y 4 sobreestiman en todo momento los resultados del ensayo experimental, tal como queda evidenciado por los resultados de la regresión del cuarto ejemplar (figura 6.15). Esto coincide con los mayores valores registrados para la diferencia porcentual del esfuerzo en las simulaciones y detallada en las tablas 6.5 y 6.6.

Las curvas de regresión para los restantes especímenes (N° 2 y 3) pueden ser consultadas en el Anexo I.

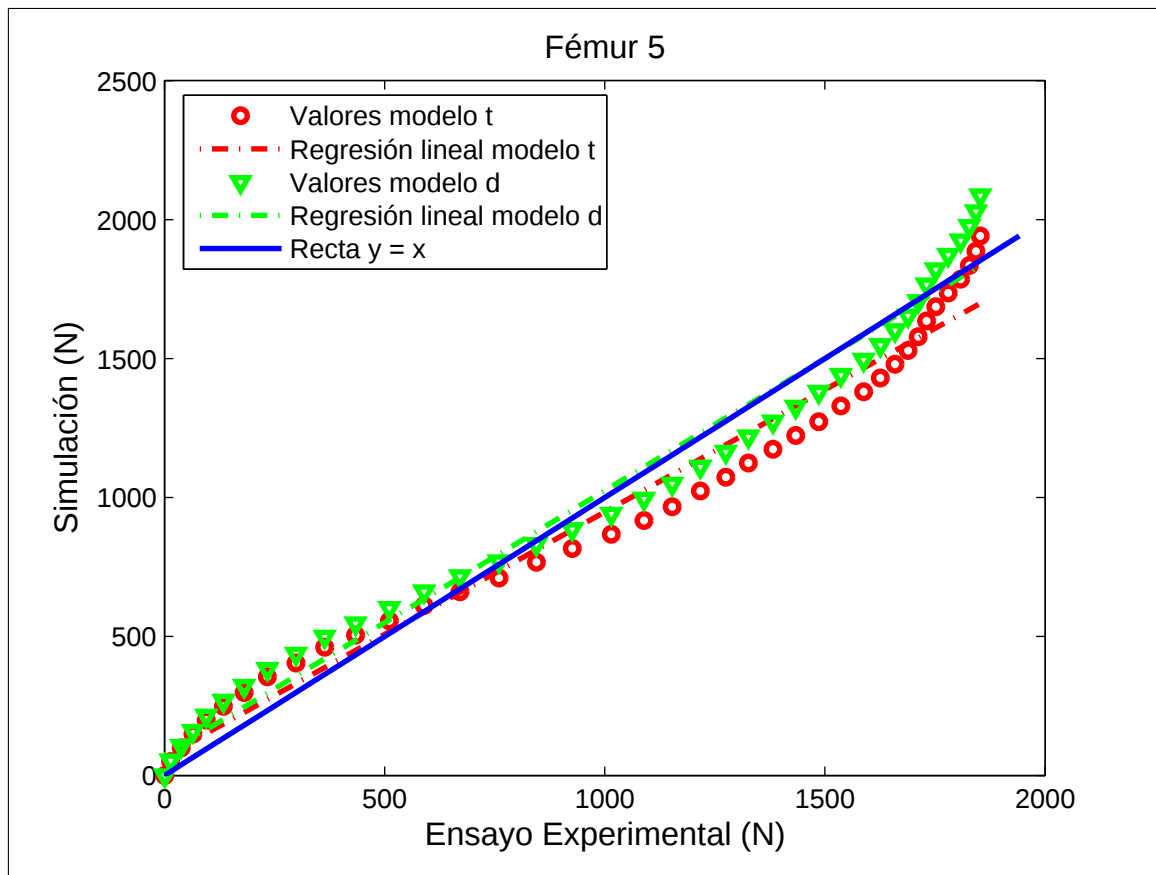


Figura 6.14. Curvas de regresión para modelo *d* y *t* del fémur N° 5. La curva de regresión en su tramo final queda muy por sobre la recta $y = x$, lo que indica una sobreestimación en los resultados de esfuerzo entregados por la simulación.

Por otra parte, interesa obtener un valor que caracterice la resistencia máxima de los huesos examinados. Para esto es necesario comparar los valores obtenidos para los ensayos experimentales y la simulación computacional que entrega los resultados más precisos (modelo *d*). Los valores para la resistencia máxima fluctúan entre los 952 y 1850 *N* para las pruebas experimentales y entre 927 y 2109 *N* para las simulaciones (ver figura 6.16). Observando el conjunto de datos completo (los cinco huesos) se obtiene una desviación estándar de 303.3 para el caso de las pruebas experimentales (equivalente a un 33%) y de 471.6 para las simulaciones (equivalente a un 36%). Los valores promedio para la resistencia ósea corresponden a 1169.2 *N* para las pruebas experimentales y 1310.27 *N* para las simulaciones.

Sin embargo, como ya ha sido señalado anteriormente (y de la observación de la figura 6.16), el espécimen N° 5 mostró un comportamiento notoriamente dispar, presentando mayor resistencia

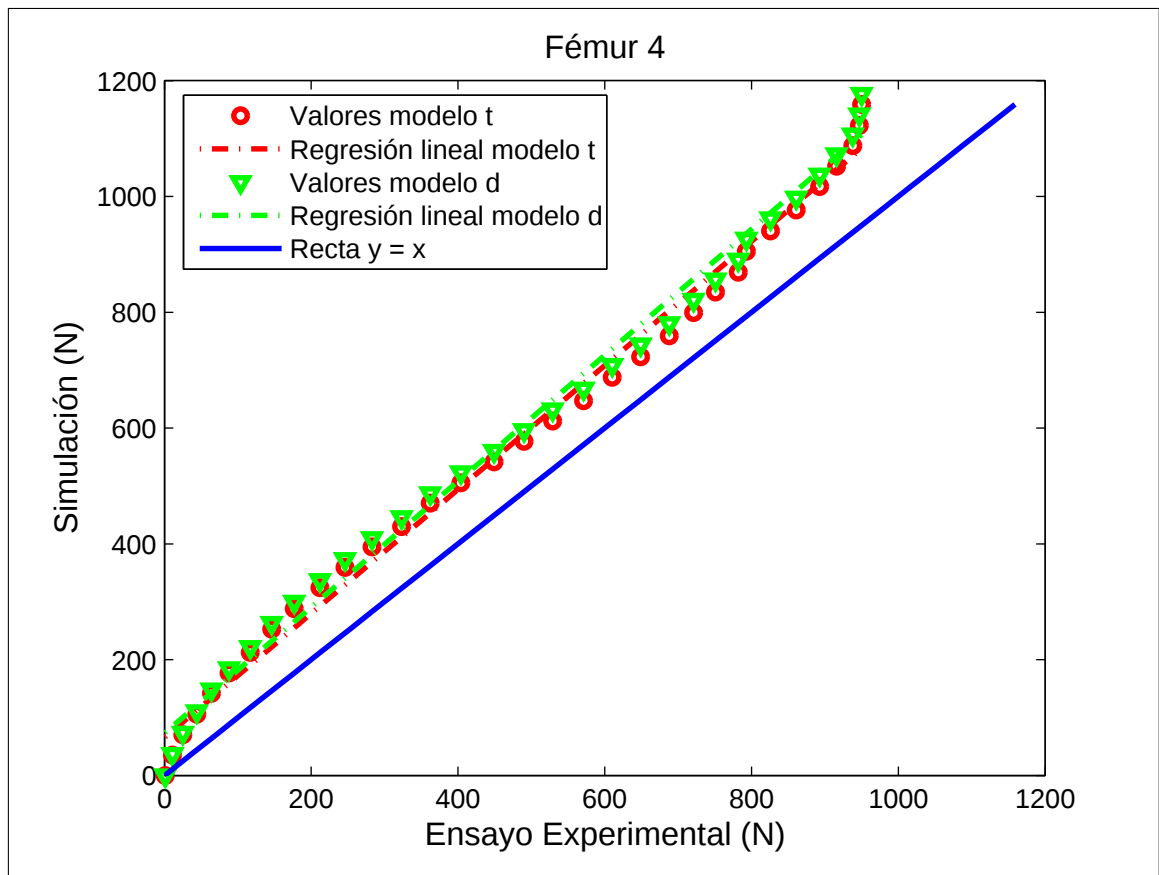


Figura 6.15. Curvas de regresión para modelo *d* y *t* del fémur N° 4 La curva de regresión se encuentra en todo momento por sobre la recta $y = x$, lo que indica una sobreestimación del esfuerzo.

debido a su elevada densidad ósea. Al estudiar únicamente los datos correspondientes a los cuatro primeros huesos, se obtienen valores para desviación estándar de 52.71 (equivalente a un 5%) para el caso de las pruebas experimentales y de 174.62 (equivalentes a un 16%) para el caso de las simulaciones. De acuerdo a esto, es posible establecer un valor promedio de resistencia para este tipo de ejemplar óseo equivalente a 999 *N*, que es predicho mediante la simulación computacional en un valor de 1110.52 *N*. Es decir, la simulación computacional entrega resultados con un error promedio del 11%.

Finalmente, de acuerdo a lo observado gráficamente, del cálculo de coeficientes y de la discusión planteada en la sección, puede observarse una coherencia en los resultados que permite validar la utilización del modelo frente a los ensayos experimentales.

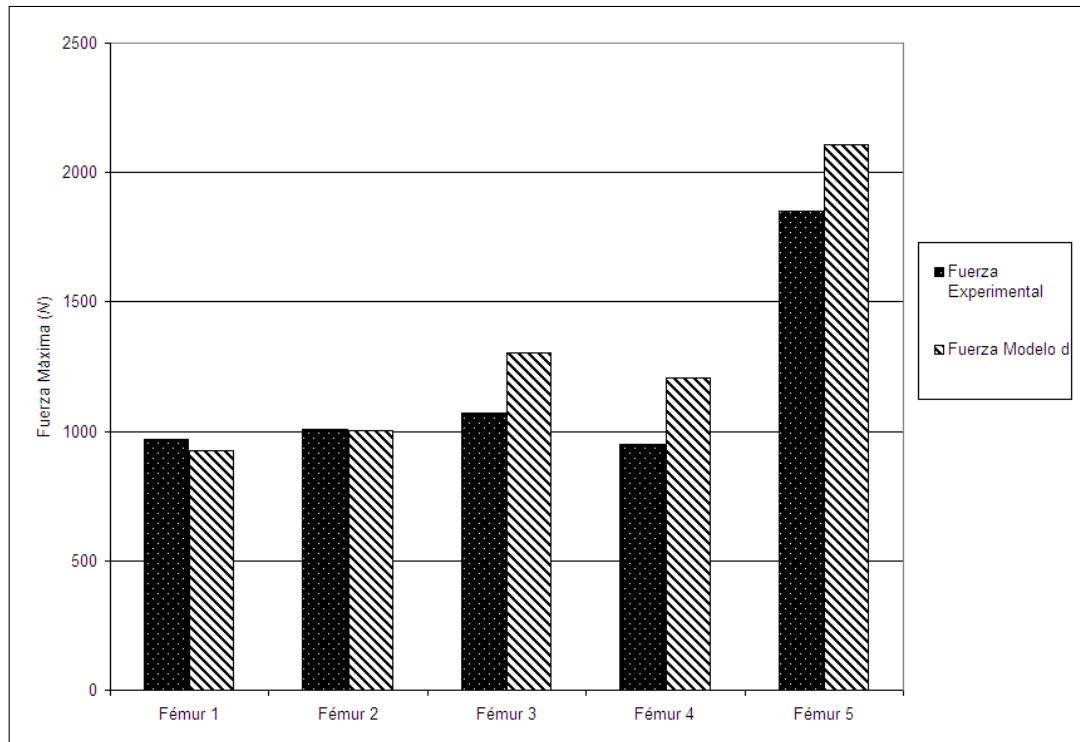


Figura 6.16. Fuerza Máxima tolerada por los ejemplares óseos. Al considerar las pruebas experimentales de los cinco ejemplares, la desviación estándar y el promedio es 303.3 (33%) y 1169.2 *N* respectivamente, mientras que al considerar los cuatro primeros especímenes es 52.71 (5%) y 999 *N*.

6.4. Efecto del número de materiales en la simulación

En esta sección se describe la influencia que tiene la utilización de un determinado número de materiales distintos, para simular el comportamiento del hueso al ser cargado en flexión. Para ello, se utilizará como punto base los valores obtenidos para la simulación de un modelo con propiedades homogéneas de material (modelos referenciales *1r* a *5r*).

Como ha sido mencionado con anterioridad, es posible variar la precisión en la determinación de las propiedades del hueso que se desea introducir en el modelo de elementos finitos. Al incluir un mayor número de definiciones de material es posible generar grupos de elementos con características mecánicas comunes que se asemejan de manera más precisa a las reales.

6.4.1. Efecto sobre valores de Esfuerzo y deformación

Cada modelo de elementos finitos generado implementa un número creciente de materiales, partiendo por Modelo *a* con la configuración más simple, hasta el *d* que implementa la mayor cantidad de materiales generada para el estudio (ver tabla 4.5).

La figura 6.17 muestra los resultados obtenidos para la simulación de cada ejemplar, empleando un número creciente de materiales. En este caso, se compara el valor de esfuerzo máximo calculado por las simulaciones. Cada punto de las curvas corresponde al valor obtenido de acuerdo a cada modelo generado (modelo referencial *r* de dos materiales y modelos *a-d*).

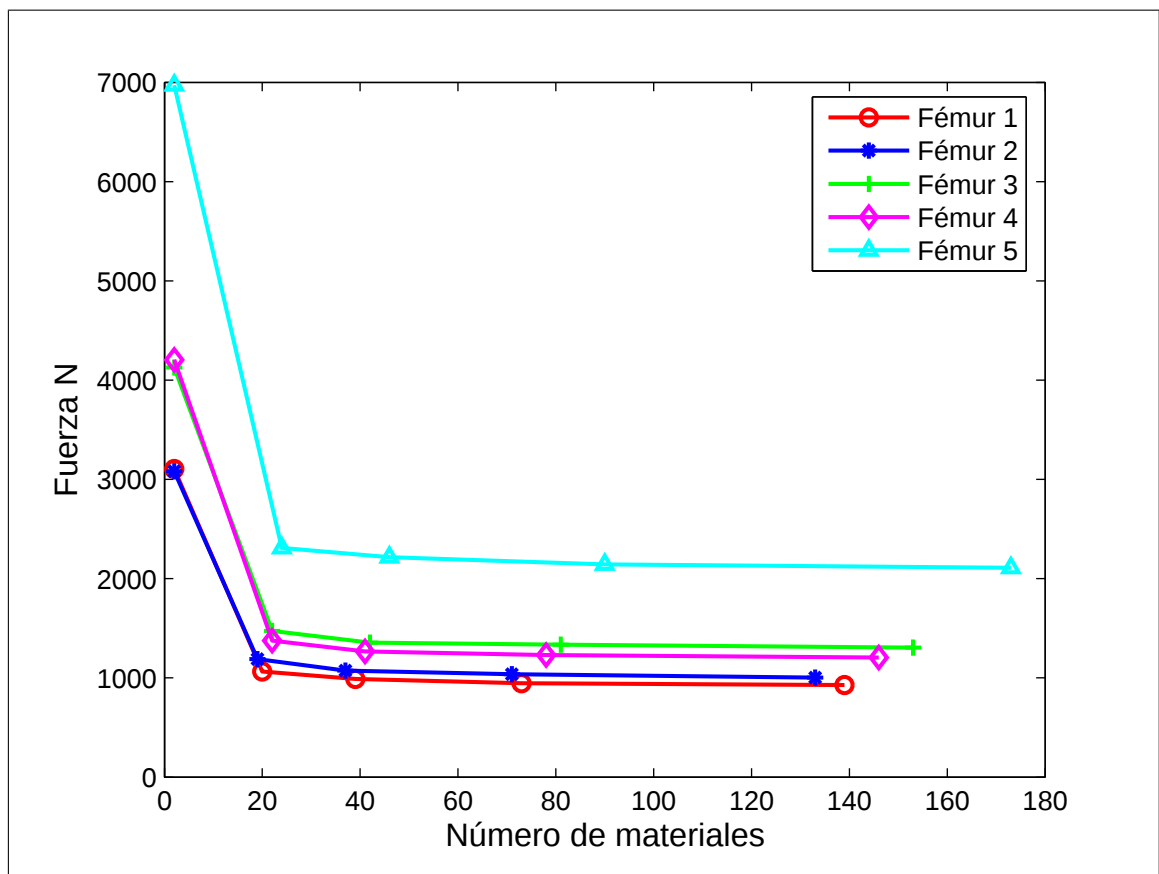


Figura 6.17. Efecto del número de materiales en el esfuerzo máximo entregado por cada modelo.

Queda en evidencia una disminución progresiva en el esfuerzo máximo reportado por cada modelo. El descenso abrupto que se registra en los primeros puntos de la curva se relaciona con la notable diferencia que existe entre el modelo referencial (homogéneo de dos materiales) y el modelo más sencillo que incorpora propiedades de material variable (modelo *a*). Al aumentarse

el número de materiales (disminuyendo el espaciamiento entre valores consecutivos de módulo elástico) se generan grupos de elementos más pequeños que poseen menores valores de densidad. El fenómeno de disminución es de carácter progresivo y se vuelve menos pronunciado a medida que se incrementa el número de materiales empleados. La pendiente de la curva correspondiente a cada espécimen se acerca a cero, evidenciando que los valores reportados por la simulación se aproximan a un valor final conforme se aumenta la precisión en la definición de las propiedades mecánicas.

Al evaluar las diferencias porcentuales entre los resultados experimentales y la simulación, se observan valores superiores al 200% para los modelos homogéneos (modelos $1r$ al $5r$), lo que evidencia una pobre capacidad para reproducir el comportamiento experimental. En las simulaciones con material variable, puede comprobarse que los valores porcentuales experimentan variaciones en torno a un 15% al comparar el modelo más sencillo de 20 materiales (modelo a) con el más detallado (modelo d) que incorpora aproximadamente 140. Estos resultados pueden ser revisados en detalle en el Anexo J.

Todas las curvas poseen un comportamiento decreciente con una pendiente que disminuye al incrementarse el número de materiales del modelo.

Puede observarse con claridad la significativa influencia que tiene la inclusión de materiales para simular la respuesta mecánica del hueso. Las diferencias porcentuales disminuyen hasta alcanzar un valor final (suficientemente cercano al medido experimentalmente) conforme se llega al máximo valor de definiciones de material posible (en la que se asigna un valor particular a cada elemento finito que constituye la malla).

6.4.2. Efecto sobre fractura

Con el fin de evidenciar el efecto de la inclusión de materiales en la predicción de la fractura de cada hueso, se presentan imágenes de la región de interés (zona de fractura) en la que se pueden verificar las diferencias en los esfuerzos calculados de acuerdo a cada modelo computacional.

Para comparar, se presentan imágenes correspondientes al modelo r (modelo homogéneo de dos materiales) y d (modelo no homogéneo con aproximadamente 140 definiciones de material).

En todos los especímenes se observan notables diferencias entre ambos modelos. Las tensiones reportadas por el modelo homogéneo superan con creces los valores entregados por el modelo con material variable (modelo *d*). La sobreestimación puede observarse en las figuras al verificarse la existencia de mayores porciones de la imagen en rojo (valores de tensión elevados, por sobre 100 MPa) en las imágenes ubicadas a la izquierda (modelo *r*). Por el contrario, las imágenes a la derecha (modelo *r*) presentan valores de tensión más discretos, que como fue señalado en el capítulo anterior se aproximan con suficiente precisión a los resultados experimentales. A modo de ejemplo, se presentan los resultados de tensión para el fémur N° 2 (figura 6.18). Las imágenes correspondientes a los restantes ejemplares pueden consultarse en el Anexo J.

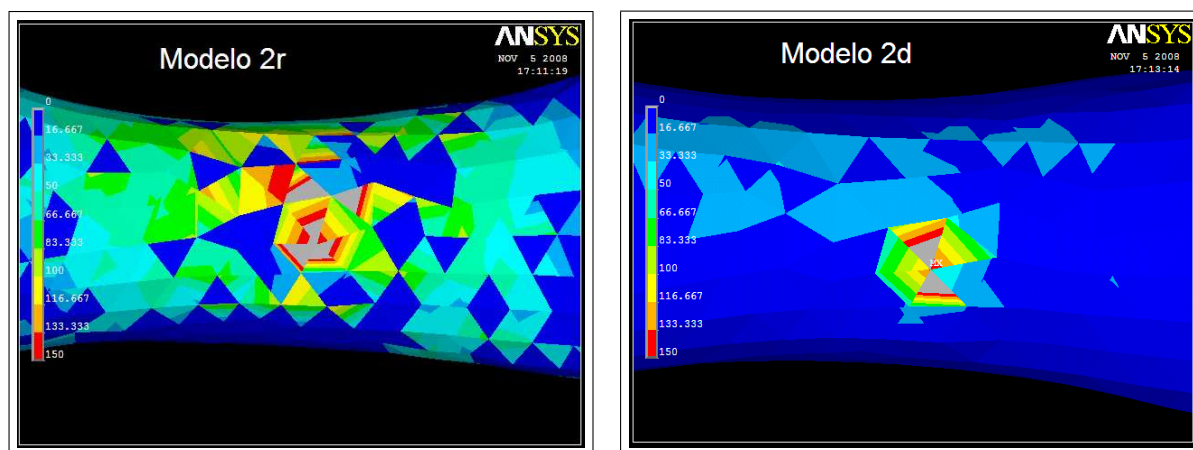


Figura 6.18. Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 2. El modelo *r* entrega valores que se alejan de los experimentales, reportando valores significativamente mayores para la tensión comparado al modelo *d*, que se visualizan en color rojo.

(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

De acuerdo a los resultados discutidos en esta sección, puede afirmarse con propiedad que la utilización de un modelo que incluye propiedades de material variable (cualquiera sea su nivel de refinamiento) permite obtener resultados mucho más precisos a los obtenidos con un modelo tradicional con propiedades homogéneas para el tejido cortical y trabecular. No obstante, la incorporación de un número creciente de materiales y el aumento en el nivel de refinación del modelo permite aproximarse a la generación de un modelo de precisión que reproduce satisfactoriamente el comportamiento del tejido óseo al ser solicitado mecánicamente.

Capítulo 7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

7.1. Conclusiones

A continuación se presentan las conclusiones obtenidas, tanto de los resultados como del proceso en sí, en el desarrollo de la tesis expuesta.

- (i) Primeramente, debe señalarse que el presente estudio pone de manifiesto las dificultades que presenta la experimentación y estudio de tejidos biológicos, en este caso huesos de cerdo. La incapacidad de contar con normas y procedimientos establecidos para realizar los ensayos experimentales obliga a efectuar una labor creativa, en la que es necesario invertir tiempo y recursos (material óseo en este caso) para determinar una manera satisfactoria de llevar a cabo las pruebas experimentales. Para esto es necesario adaptar equipos y herramientas comúnmente utilizadas en ingeniería para ser utilizados con los ejemplares óseos.
- (ii) Por otro lado, la escasa literatura disponible sobre las propiedades mecánicas del hueso de cerdo y de huesos en etapas inmaduras del desarrollo hace difícil su caracterización en etapas preliminares, cuando todavía no se cuenta con resultados experimentales confiables para comparar los resultados.
- (iii) A la hora de generar el modelo computacional, la utilización de un fantoma de calibración puede simplificar y acelerar el procedimiento. Debido a que no se disponía de tal implemento, se utilizó una estrategia alternativa aproximada, que obliga a realizar un proceso iterativo en cada fémur en estudio, que aumenta el tiempo involucrado en esta etapa.
- (iv) Aunque la literatura señala una considerable influencia de la velocidad de carga durante los ensayos, en el estudio preliminar efectuado para estudiar dicho efecto, se observó una escasa influencia en la respuesta del hueso para ensayos efectuados dentro del rango de velocidades de $[0.25 \frac{mm}{min}, 1.5 \frac{mm}{min}]$. Esto quiere decir, que dentro de los márgenes de velocidad que permite la máquina de ensayos empleada, es razonable descartar el efecto de la velocidad.

- (v) Al realizar el procedimiento de calibración de cada hueso, se obtuvieron valores de densidad máxima por debajo de los valores reportados en la literatura, que repercuten en una menor resistencia mecánica. Sin embargo, es necesario recordar que el material óseo utilizado en esta investigación corresponde a ejemplares animales inmaduros, cuyas propiedades son similares a las observadas en niños durante los primeros años de vida. Ha sido establecido mediante estudios que los huesos inmaduros experimentan un elevado incremento en la densidad mineral, partiendo con valores relativamente bajos durante la infancia y aumentando considerablemente en la adolescencia. Por este motivo puede concluirse que los valores de densidad obtenidos en el procedimiento de calibración para los especímenes corresponden a valores apropiados, validando el método empleado como alternativa al uso de un fantoma de calibración.
- (vi) Con respecto al último punto, el método de calibración presentado plantea un procedimiento innovador, no descrito en la literatura, que permite evitar el uso de un fantoma de calibración.
- (vii) El estudio de convergencia para determinar el nivel apropiado de refinamiento de la malla de elementos finitos, no indicó grandes diferencias en los parámetros estudiados. Por este motivo, la elección de la malla debe considerar principalmente el tiempo computacional asociado a la simulación de cada modelo.
- (viii) Como es de esperar en el estudio de muestras correspondientes a diferentes ejemplares animales, existen variaciones entre los resultados obtenidos, tanto en los ensayos experimentales como en las simulaciones computacionales. Pese a que se escogieron fémures con características anatómicas similares (masa, dimensiones y forma, entre otros), es imposible obtener resultados idénticos en todos los casos. Este fenómeno introduce una variable más al problema que se soluciona incluyendo mayor número de muestras. La presente investigación consideró el estudio de cinco ejemplares (mayor cantidad de ejemplares que en otros estudios realizados con anterioridad), con suficiente similitud entre los cuatro primeros (esfuerzo máximo promedio de 999 *N* y desviación estándar de 57.71) y un quinto ejemplar con resultados dispares. Los resultados del estudio deben evaluarse a partir de la observación de las variaciones entre cada modelo de un mismo ejemplar más que una comparación con el resto.

- (ix) Pese a que el ensayo poseía características idénticas en cada caso, se observaron sitios de fractura diferentes en cada hueso. Sólo se observaron similitudes entre los sitios de fractura de los fémures N° 2 y 3. Esto sugiere una gran influencia de las características particulares del hueso en estudio, que pueden ser estudiadas satisfactoriamente mediante el procedimiento descrito en la tesis. Las características de cada sujeto-específico hacen necesario un estudio particular para determinar el probable sitio de falla.
- (x) Los resultados de la simulación computacional de cada modelo permiten predecir satisfactoriamente el sitio de falla en los modelos *d* y *t*. En todos los casos se observa una buena correspondencia del sitio de falla y valores de tensión que, aunque no evidencian la fractura, sugieren el posible inicio de esta.
- (xi) Los valores de esfuerzo y deformación presentan una regular correspondencia con los datos experimentales. La máxima diferencia porcentual se encuentra en torno al 15% y el RMSE cercano al 3.5%. La utilización de un modelo de isotropía transversal para el material perteneciente a la porción central del hueso no mejora notablemente la predicción y añade una fase de preparación manual del modelo (incorporar propiedades mecánicas adicionales) que involucra tiempo adicional.
- (xii) Al comparar los resultados obtenidos de las simulaciones computacionales que incorporan un número variable de propiedades de material, pueden observarse notorias diferencias. El modelo tradicional (homogéneo) que únicamente diferencia tejido trabecular y cortical entrega resultados con escasa similitud a los experimentales. La incorporación de propiedades de material variable, incluso en el modelo con menor refinación (modelo *a*) disminuye considerablemente el error en la predicción, con valores cada vez más cercanos a los experimentales conforme se aumenta la cantidad de materiales incorporados al modelo (modelo *d*). La variación relativa en los resultados con respecto al modelo predecesor (menor cantidad de materiales) disminuye de manera continua. La utilización de un modelo con propiedades de material variable frente a un modelo homogéneo de dos materiales, genera diferencias porcentuales (medidas frente a los datos experimentales) del orden del 200% al evaluar el esfuerzo máximo tolerado por el hueso.
- (xiii) El modelo que entrega mejores resultados es el que posee una mayor cantidad de materiales (modelo *d*), sin embargo es el que posee un procedimiento de preparación y de

simulación más alto. Por lo tanto, la elección del número de materiales empleados debe considerar las necesidades de precisión deseada y el tiempo disponible para el análisis.

- (xiv) Finalmente, se observa una disminución progresiva en los valores máximos de fuerza registrados en cada modelo conforme se aumenta el número de materiales empleados. Este fenómeno obedece a la naturaleza del procedimiento empleado para calcular las propiedades mecánicas, que promedia los valores de densidad incluidos en un intervalo predefinido. Al reducirse el tamaño del intervalo, se descarta la influencia de elementos con un valor excesivamente alto (y bajo) de densidad, permitiendo que el promedio obtenido represente de mejor manera a los valores intermedios predominantes. Finalmente, se obtiene un gran número de familias de materiales para las densidades intermedias (que poseen la mayor cantidad de elementos asociados) y un número menor de familias para las densidades extremas (altas y bajas) que poseen menor cantidad de elementos asociados. Esto justifica la utilización de un modelo que caracteriza las propiedades de material variable en el espacio frente a un modelo homogéneo (modelo r), lo que permite obtener resultados mucho más precisos.

7.2. Trabajo Futuro

Numerosos son los puntos que pueden ser tratados a partir del presente estudio para mejorar los resultados obtenidos. En primer lugar, la necesidad de utilizar un fantoma de calibración para los resultados de la tomografía podría ser evaluado frente al método propuesto en esta investigación. Si bien el método alternativo planteado corresponde a una aproximación a los valores reales, su uso puede justificarse plenamente al considerar la escasez de elementos de calibración (fantomas) y su elevado costo de adquisición. De esta manera se dispondría de un método más barato con resultados apropiados para realizar investigaciones de este tipo.

Sin duda que uno de los principales temas que a futuro pueden ser abordados a partir de esta investigación, es su aplicación en pacientes humanos. Las aplicaciones clínicas son variadas y van desde el uso de la técnica para establecer mecanismos de falla en fracturas poco habituales (como la ocurrida, por ejemplo, durante mediciones de fuerza o "gallitos"), hasta su utilización para el

diseño y evaluación de prótesis y placas de osteosíntesis.

Siguiendo la metodología propuesta, sería de gran utilidad evaluar la capacidad del modelo para predecir la resistencia de huesos que se encuentren en proceso de reconstrucción ósea luego de una fractura y evaluar los valores máximos tolerados en cada etapa de la reconstrucción. Los resultados podrían aplicarse para evaluar el nivel de carga permisible sobre los huesos de pacientes en proceso de recuperación, que varían durante cada fase del proceso.

La metodología presentada permitiría desarrollar un estudio más preciso de la resistencia de placas de osteosíntesis previamente investigada en el estudio predecesor (Thibaut, 2007), que incorpora propiedades homogéneas de material.

Por otro parte, la investigación deja abierta la posibilidad para investigar las influencias en la simulación, de las relaciones entre densidad aparente y módulo elástico entregadas por diversos autores. Las diferencias entre cada una de ellas y la precisión para describir ciertas regiones del hueso (diáfisis, cabeza femoral, extremo distal, etc.) pueden influenciar la calidad de la simulación.

Finalmente, el estudio plantea la generación de un modelo básico para describir las propiedades del material bajo una ley constitutiva de isotropía transversal. Aunque dicho modelo no entregó resultados considerablemente distintos a los del modelo isotrópico, sería de interés generar un procedimiento que permita mejorar la predicción, ya sea incorporando la totalidad de los elementos (y no solo la diáfisis femoral) o utilizando otras relaciones entre la densidad y las propiedades mecánicas.

BIBLIOGRAFIA

- Aerssens, J., Boonen, S., Lowet, G., & Dequeker, J. (1998). Interspecies differences in bone composition, density, and quality: Potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*, 139(2), 663–670.
- Anderson, A., Peters, C., Tuttle, B., & Weiss, J. (2005). Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127, 364–373.
- Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., Niebur, G. L., Morris, G. E., Wong, E. K., & Keaveny, T. M. (2004). Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 37, 27–35.
- Boot, A., Ridder, M. D., Pols, H., Krenning, E., & Muinck Keizer-Schrama, S. de. (1997). Bone mineral density in children and adolescents: Relation to puberty, calcium intake, and physical activity. *Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, 82(1), 57–62.
- Bramer, J., Barentsen, R., Elst, M. vd, Lange, E. de, Patka, P., & Haarman, H. (1998). Representative assessment of long bone shaft biomechanical properties: an optimized testing method. *Journal of Biomechanics*, 31, 741–745.
- Buroni, F. C., Commisso, P. E., Cisilino, A. P., & Sammartino, M. (2004). *Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos*. Unpublished doctoral dissertation, Universidad Nacional de Mar del Plata, División Soldadura y Fractomecánica, Av. Juan B. Justo 4302 - (7600) Mar del Plata.
- Burstein, A., Reilly, D., & Martens, M. (1976). Aging of bone tissue: mechanical properties. *Journal of Bone and Joint Surgery - American*, 58, 82–86.
- Carter, D., & Hayes, W. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 59, 954–962.
- Completo, A., Fonseca, F., & Simoes, J. A. (2007). Experimental validation of intact and implanted distal femur finite element models. *Journal of Biomechanics*, 40, 2467–2476.

- Courtney, T. H. (2000). *Mechanical behavior of materials* (2nd ed.). McGraw-Hill/Waveland Press.
- Cowin, S. C. (1986). Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108, 83–88.
- Cristofolini, L., Juszczka, M., Martellia, S., Taddei, F., & Viceconti, M. (2007). In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur. *Journal of Biomechanics*, 40, 2837–2845.
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., & Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 2(4), 525–435.
- Currey, J., & Butler, G. (1975). The mechanical properties of bone tissue in children. *Journal of Bone and Joint Surgery - American*, 57, 810–814.
- Haddock, S., Yeh, O., Mummaneni, P., Rosenberg, W., & Keaveny, T. (2004). Similarity in the fatigue behavior of trabecular bone across site and species. *Journal of Biomechanics*, 37, 181–187.
- Helgason, B., Taddei, F., Palsson, H., Schileo, E., Cristofolini, L., Viceconti, M., et al. (2008). A modified method for assigning material properties to FE models of bones. *Medical Engineering & Physics*, 30, 444–453.
- Iyo, T., Maki, Y., Sasaki, N., & Nakata, M. (2004). Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 37, 1433–1437.
- Jaasma, M., Bayraktar, H., Niebur, G., & Keaveny, T. (2002). Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 35, 237–246.
- Jaecques, S. V., Oosterwyck, H. V., Muraru, L., Cleynenbreugel, T. V., Smet, E. D., Wevers, M., et al. (2004). Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomaterials*, 25, 1683–1696.
- Katz, J. L., & Meunier, A. (1987). The elastic anisotropy of bone. *Journal of Biomechanics*, 20(11-12), 1063–1070.
- Keaveny, T., & Hayes, C. (1993). Mechanical properties of cortical and trabecular bone. *Bone*, 7, 285–344.

- Keaveny, T., Morgan, E., Niebur, G., & Yeh, O. (2001). Biomechanics of trabecular bone. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3, 307–333.
- Keyak, J., Kaneko, T., Tehranzadeh, J., & Skinner, H. (2005). Predicting proximal femoral strength using structural engineering models. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 437, 219–228.
- Keyak, J., Lee, I., & Skinner, H. (1994). Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research*, 28(11), 1329–1336.
- Keyak, J., Rossi, S., Jones, K., & Skinner, H. (2001). Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models. *Medical Engineering & Physics*, 23, 657–664.
- Lin, R.-M., Tsai, K.-H., & Chang, G.-L. (1997). Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 12(5), 331–336.
- Lorensen, W. E., & Cline, H. E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21(4), 163–169.
- Margulies, S., & Thibault, K. (2000). Infant skull and suture properties: Measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 364–371.
- McCalden, R., McGeough, J., & Court-Brown, C. (1997). Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. the relative importance of changes in density and trabecular architecture. *Journal of Bone and Joint Surgery - American*, 79-A(3), 421–427.
- Morgan, E., Bayraktar, H., & Keaveny, T. (2003). Trabecular bone modulus density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36, 897–904.
- Niebur, G., Feldstein, M., Yuen, J., Chen, T., & Keaveny, T. (2000). High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 33, 1575–1583.
- Nordin, M., & Frankel, V. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (tercera ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Pfeiler, T., Lalush, D., & Lobo, E. (2007). Semiautomated finite element mesh generation methods for a long bone. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 8(5), 196–202.

- Rauch, F., & Schoenau, E. (2001). Changes in bone density during childhood and adolescence: An approach based on bone's biological organization. *Journal of Bone and Mineral Research*, 16(4), 597–604.
- Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1974). The mechanical properties of cortical bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 56, 1001–1022.
- Rho, J., Ashman, R., & Turner, C. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, 26(2), 111–119.
- Rho, J., Hobatho, M., & Ashman, R. (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*, 17, 347–355.
- Schileo, E., Taddei, F., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2008). 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*, 41(2), 356–367.
- Schileo, E., Taddei, F., Malandrino, A., & Viceconti, L. C. M. (2007). Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 2982–2989.
- Shigley, J., & Mischke, C. (2002). *Diseño en ingeniería mecánica* (sexta ed.). México: McGraw-Hill.
- Shima, V., Pitto, R., Streicher, R., Hunter, P., & Anderson, I. (2007). The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis. *Journal of Biomechanics*, 40, 26–35.
- Taddei, F., Cristofolini, L., Martelli, S., Gill, H., & Viceconti, M. (2006). Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. *Journal of Biomechanics*, 39, 2457–2467.
- Taddei, F., Helgason, E. S. B., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2007). The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering and Physics*, 29, 973–979.

- Taddei, F., Pancanti, A., & Viceconti, M. (2004). An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering & Physics*, 26, 61–69.
- Taylor, W., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M., et al. (2002). Determination of orthotropic bone elastic constants using fea and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 35, 767–773.
- Thibaut, M. (2007). *Estudio y caracterización de propiedades mecánicas de tejidos óseos y osteotomías realizadas en fémur de cerdo*. Unpublished doctoral dissertation, Pontificia Universidad Católica de Chile, Departamento de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica.
- Tuan, H., & Hutmacher, D. (2005). Application of micro ct and computation modeling in bone tissue engineering. *Computer-Aided Design*, 37, 1151–1161.
- Turner, C. H., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T. Y., & Pharr, G. M. (1999). The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*, 32, 437–441.
- Viceconti, M., Davinelli, M., Taddei, F., & Cappello, A. (2004). Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1597–1605.
- Wirtz, D. C., Pandorf, T., Portheine, F., Radermacher, K., Schiffers, N., Prescher, A., et al. (2003). Concept and development of an orthotropic femodel of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 36, 289–293.
- Wirtz, D. C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., & Forst, R. (2000). Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33, 1325–1330.
- Zannoni, C., Mantovani, R., & Viceconti, M. (1998). Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics*, 20(10), 735–740.

ANEXO A. INFORMACIÓN ADICIONAL SOBRE PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

A.1. Dimensiones de descansos utilizados en procedimiento experimental

Con el fin de restringir el desplazamiento en las direcciones(x,y,z) durante los ensayos experimentales efectuados sobre los especímenes, se fabricaron descansos a medida. Las dimensiones correspondientes se detallan en las tablas A.1 y A.2.

Tabla A.1. Dimensiones de descansos proximales utilizados en el procedimiento experimental

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Largo caja <i>mm</i>	43	40	40	47	38
Ancho caja <i>mm</i>	59	66	66	67	65
Alto caja <i>mm</i>	19	17	17	22	19
Largo empotrado <i>mm</i>	32	29	24	32	30
Ancho empotrado <i>mm</i>	40	36	39	39	42
Alto Empotrado <i>mm</i>	12	12	8	13	13

Tabla A.2. Dimensiones de descansos distales utilizados en el procedimiento experimental

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Largo caja <i>mm</i>	40	40	45	46	40
Ancho caja <i>mm</i>	59	61	60	61	67
Alto caja <i>mm</i>	18	18	20	19	18
Largo empotrado <i>mm</i>	28	33	38	30	25
Ancho empotrado <i>mm</i>	24	25	32	23	28
Alto Empotrado <i>mm</i>	6	6	8	5	8

A.2. Ubicación del punto de carga sobre cada hueso

La ubicación del punto de carga, donde fue apoyada la herramienta de la máquina de ensayo, se decidió ubicando el punto medio correspondiente a la longitud total del hueso. La tabla A.3 indica la ubicación medida desde el extremo proximal del mismo.

Tabla A.3. Ubicación del punto de carga para el procedimiento experimental

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
Punto de carga <i>mm</i>	65	67.5	64	65.5	67.5

ANEXO B. COEFICIENTES OBTENIDOS EN EL PROCESO DE CALIBRACIÓN

Los valores de α y β calculados una vez concluido el proceso iterativo de calibración, se muestran en la tabla B.1. Utilizando estos valores es posible obtener la distribución de densidades del modelo.

Tabla B.1. Coeficientes α y β para los cinco modelos computacionales obtenidos en el proceso de calibración

	Fémur 1	Fémur 2	Fémur 3	Fémur 4	Fémur 5
α	0.953	0.930	0.989	0.987	1.020
β	0.000315	0.000308	0.000327	0.000326	0.000337

Adicionalmente, se entregan los correspondientes puntos de calibración obtenidos para cada ejemplar, donde pueden observarse los valores de masa correspondientes a cada densidad (figura B.1).

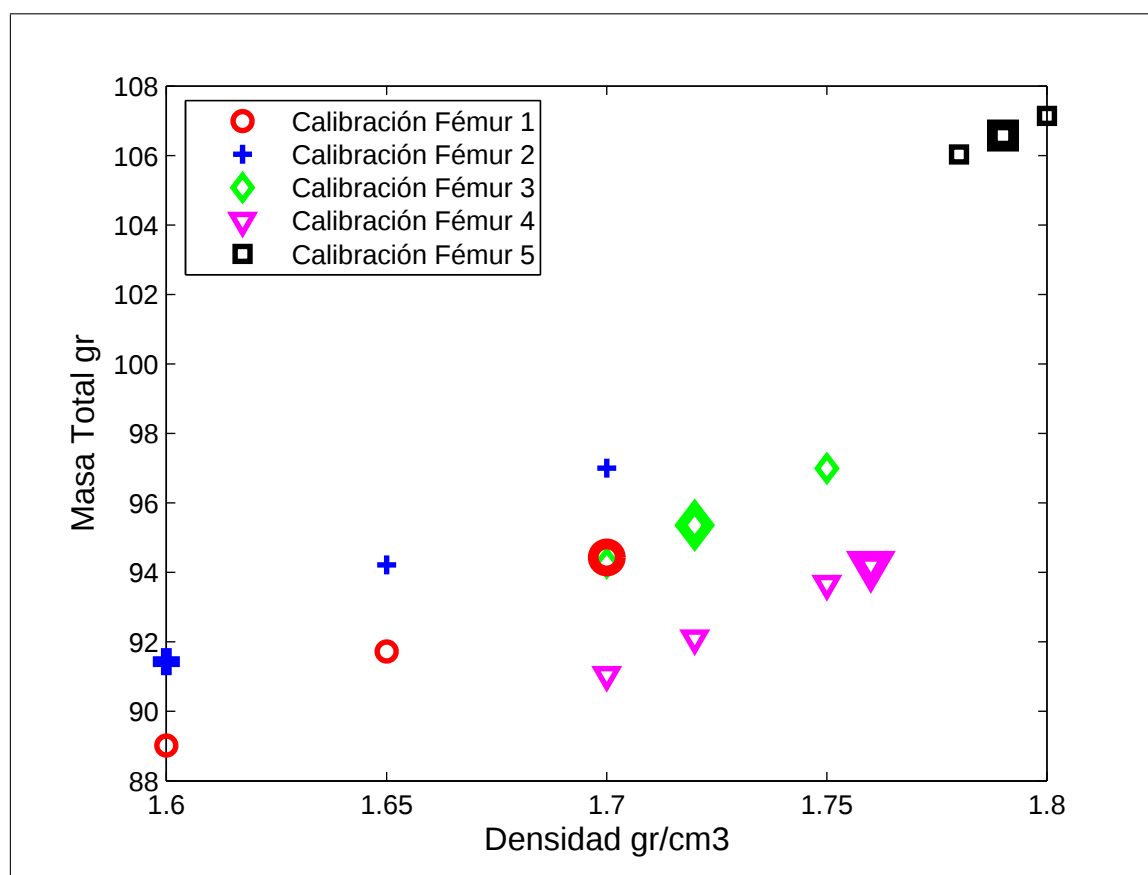


Figura B.1. Iteraciones para calibración de los cinco especímenes.

El símbolo de mayor tamaño entrega el resultado final del proceso de calibración.

ANEXO C. CRITERIOS DE FRACTURA PARA EL MATERIAL ÓSEO

Como ya ha sido mencionado, existen diversos criterios que permiten evaluar la fractura del material óseo. El primero de éstos utiliza los valores de deflexión para determinar la fractura del material. El criterio de deflexión principal máxima, ϵ_{max} estudiado por Bayraktar et al. (2004), entrega valores para la deflexión que no dependen de la densidad ósea. Este criterio ha sido utilizado en estudios anteriores (Schileo et al., 2008) y para tal efecto se han calculado valores promedio para la deflexión máxima tolerada por el material, que se indican a continuación:

$$\epsilon_{lim}^C = 0.0104 \quad (C.1)$$

$$\epsilon_{lim}^T = 0.0073 \quad (C.2)$$

Donde ϵ_{lim}^C corresponde a la deflexión máxima en compresión y ϵ_{lim}^T en tracción.

Otro conjunto de relaciones que permiten estimar la fractura del material, ha sido desarrollado a partir del estudio de muestras óseas porcinas pertenecientes a vértebras lumbares (Lin et al., 1997). Este estudio entrega valores para la tensión máxima que es capaz de soportar el material antes de romperse, sin especificar un criterio para el calculo de dichas tensiones.

$$\sigma_{fractura} = 57 \cdot \rho_{ap}^{1.83} (MPa) \quad (C.3)$$

Por otra parte, Keyak et al. (1994) propone como criterio de falla el cálculo de las tensiones de Von Misses (σ_{VM}), las que deben superar el valor límite dado por la siguiente relación:

$$\sigma_{VM} = 137 \cdot \rho_{ash}^{1.88} (MPa) \quad (C.4)$$

Estos valores han sido obtenidos para ensayos sobre muestras óseas obtenidas de tibias humanas.

Finalmente, este mismo trabajo (Keyak et al., 1994) presenta como criterio de falla alternativo el cálculo de la tensión principal máxima. En este caso, los valores de tensión que sugieren la fractura ósea quedan determinados por:

$$\sigma_{max}^C = 137 \cdot \rho_{ash}^{1.88} (MPa) \quad (C.5)$$

$$\sigma_{max}^T = 0.8 \cdot \sigma_{max}^C (MPa) \quad (C.6)$$

Como puede observarse, la relación indicada para la tensión principal máxima en compresión (ecuación C.5) entrega valores idénticos a los de la ecuación C.4, utilizada para el criterio σ_{VM} . Los valores para el caso de los esfuerzos en tracción corresponden a una ponderación de los valores de la relación antes citada, aludiendo a la menor capacidad del tejido óseo de soportar esfuerzos en tracción.

Al comparar los valores de tensión que reportan las ecuaciones C.3, C.4 (igual a C.5) y C.6 para el rango correspondiente a los valores de densidad de los especímenes óseos en estudio, se obtienen resultados suficientemente similares. Esto se traduce en diferencias porcentuales inferiores a un 9% entre los dos primeros criterios mencionados y solo en el caso de la tensión máxima principal en tracción con valores que difieren en cerca de un 25% (con respecto al criterio propuesto por Lin et al. (1997)). Para validar el empleo de estas relaciones, se calcularon aproximadamente las tensiones de Von Misses en la región de fractura de cada hueso y se generó una regresión (potencial) que imita las relaciones expuestas. Dicha regresión queda definida por la siguiente relación:

$$\sigma_{reg} = 47 \cdot \rho_{ap}^{1.81} (MPa) \quad (C.7)$$

La figura C.1 muestra los valores de tensión graficados para el intervalo de densidades en estudio.

Por otra parte, es de interés estudiar el campo de tensiones de Von Misses en cada hueso y al mismo tiempo los valores de las tensiones principales con el fin de comparar ambos casos. Para tal efecto, se presenta en las imágenes C.2 y C.3 la información correspondiente al primer ejemplar estudiado, que ha sido seleccionado para tal fin.

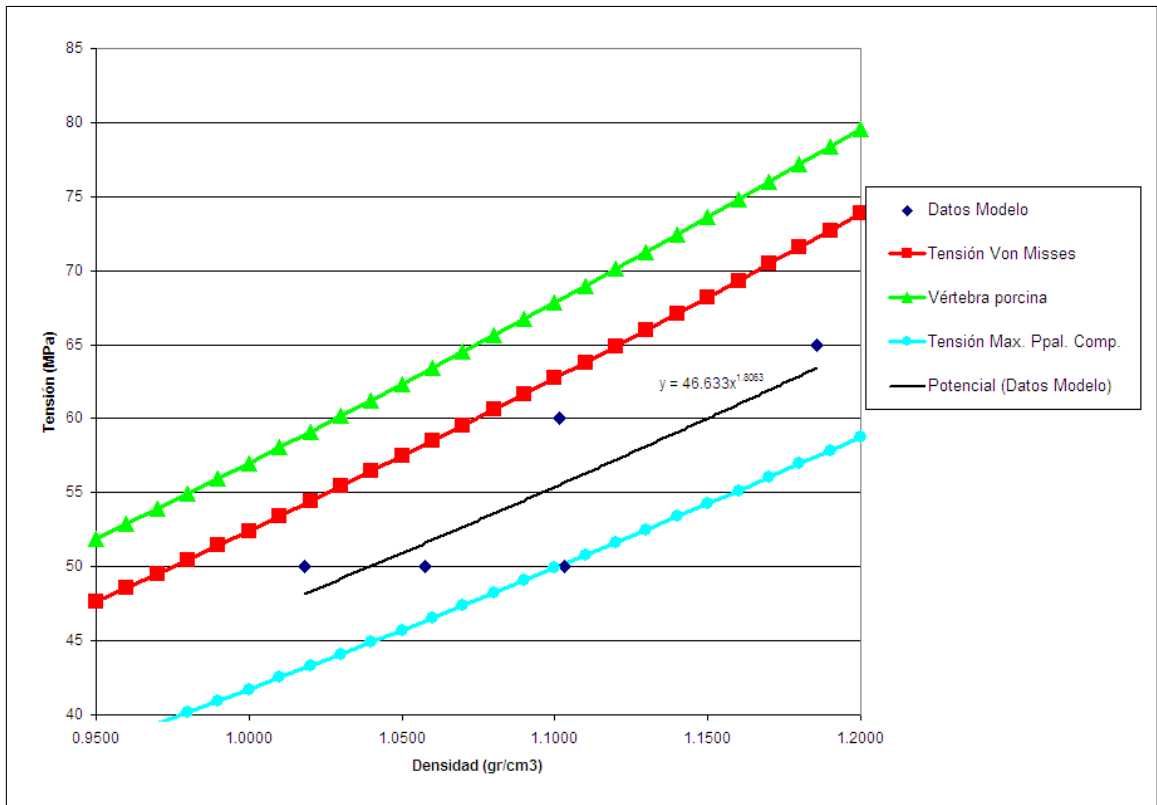


Figura C.1. Distintos criterios de falla aplicables al material óseo. Se incorpora adicionalmente una regresión construida a partir de datos obtenidos de la simulación de cada espécimen.

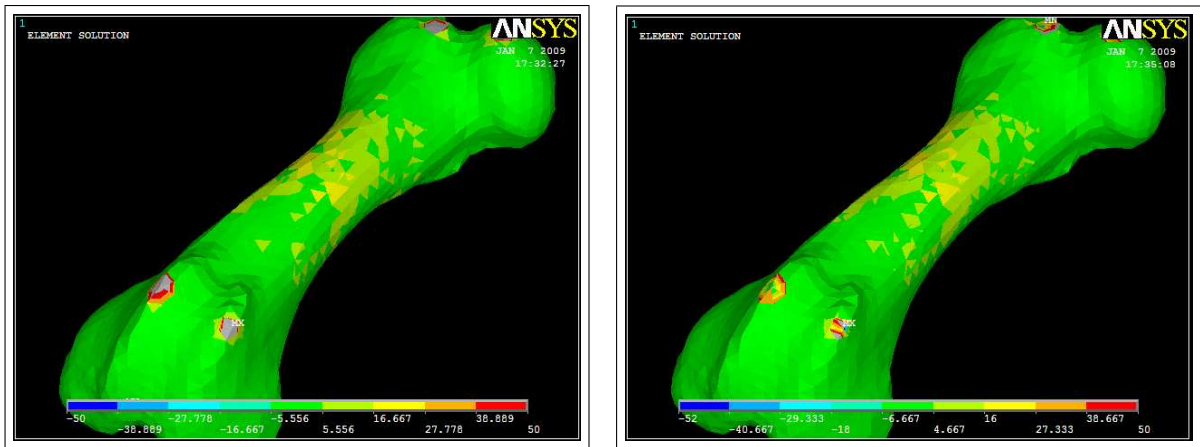


Figura C.2. Tensiones de Von Mises y tensión principal máxima (dirección 1) calculadas sobre el espécimen óseo. A la izquierda σ_{VM} y a la derecha σ_{max} .

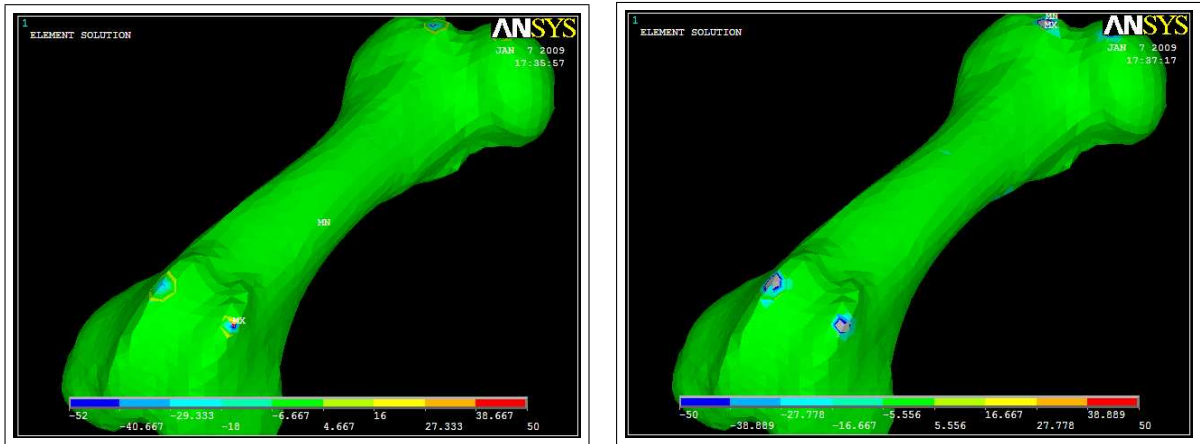


Figura C.3. Tensiones principales en las direcciones 2 y 3. A la izquierda σ_2 y a la derecha σ_3

A partir de la comparación de los valores entregados por los distintos criterios de falla (figura C.1), que indican diferencias menores entre cada relación y de la observación de las imágenes de las figuras C.2 y C.3, se escogió el criterio de tensiones de Von Misses (Keyak et al., 1994) para llevar a cabo este estudio. Se descartó el criterio ϵ_{max} (ecuaciones C.1 y C.2) ya que, como fue señalado, no contempla diferenciación para tejidos con distintas densidades. Por otra parte, la relación propuesta por Lin et al. (1997), hace referencia a una pieza ósea (vértebra) con una morfología y características muy distintas a las del fémur porcino, por lo que también fue desechada. Debido a las características del estado de tensiones calculado para el hueso, donde existe un marcado predominio de tensiones en una dirección por sobre las dos restantes, el criterio de Von Misses se aproxima suficientemente al criterio de máxima tensión principal, por lo que la elección de uno u otro genera resultados muy similares. Finalmente, puede señalarse a modo de conclusión que la utilización de los dos últimos criterios mencionados permiten calcular valores razonables para el calculo de las tensiones que producen la fractura ósea en el caso de las simulaciones efectuadas.

ANEXO D. ELEMENTOS CON LEY CONSTITUTIVA DE ISOTROPÍA TRANSVERSAL

La imagen D.1 muestra los elementos correspondientes a los ejemplares N° 2, 3, 4 y 5 a los que se les han asignado propiedades de material bajo una ley constitutiva de isotropía transversal. Los elementos pertenecen a la diáfisis femoral.

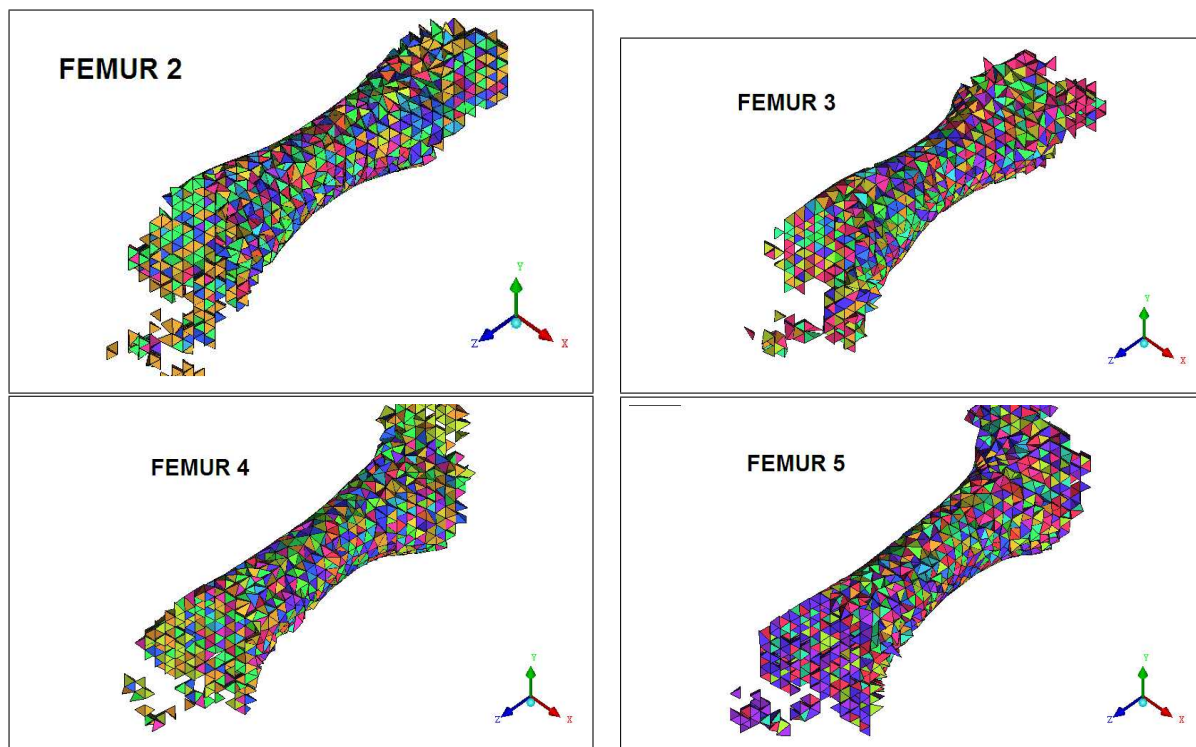


Figura D.1. Porción del fémur a la que se asignan propiedades de material con ley constitutiva de isotropía transversal. La imagen corresponde al fémures N° 2, 3, 4 y 5.

ANEXO E. RESULTADOS DEL ESTUDIO DE CONVERGENCIA DE MALLADO

Las imágenes de la figura E.1 muestran los valores calculados para cada parámetro en estudio (Sze y Szn) al aumentar el número de nodos.

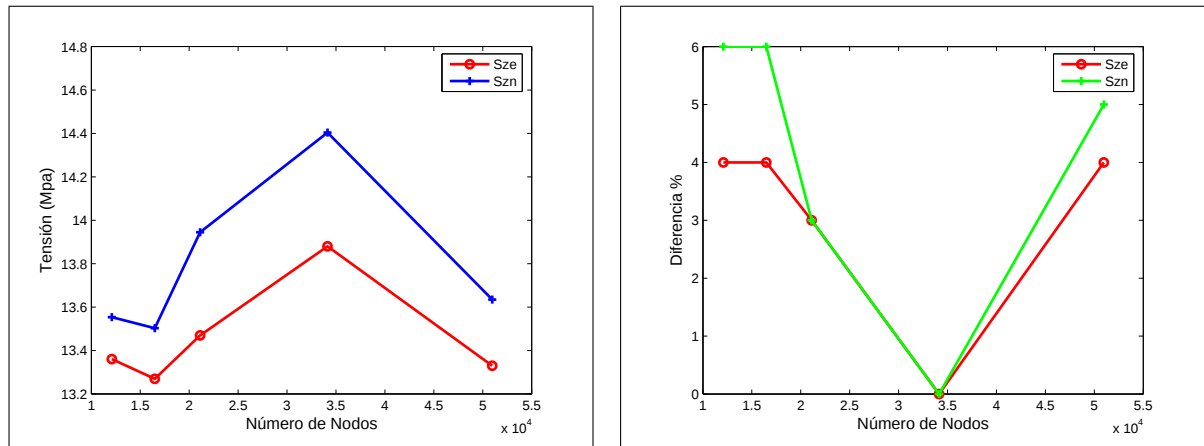


Figura E.1. Pruebas de convergencia para las diferentes mallas. A la derecha, tensión de los elementos (Sze) y nodos (Szn). A la Izquierda, Variaciones porcentuales para Sze y Szn.

De manera adicional a las variables señaladas en la sección 5.1.1, se estudió el comportamiento de parámetros adicionales. La metodología empleada es idéntica a la descrita en la sección antes nombrada.

La deformación registrada en el sentido longitudinal del hueso (eje Z del modelo) se presenta en la figura E.2. La deformación en tracción se describe como Ee_{zt}, mientras que Ee_{zc} representa los valores en compresión.

La imagen a la izquierda de la figura E.2 muestra la deformación medida. A la derecha (figura E.2), pueden observarse las diferencias porcentuales medidas con respecto al modelo iv.

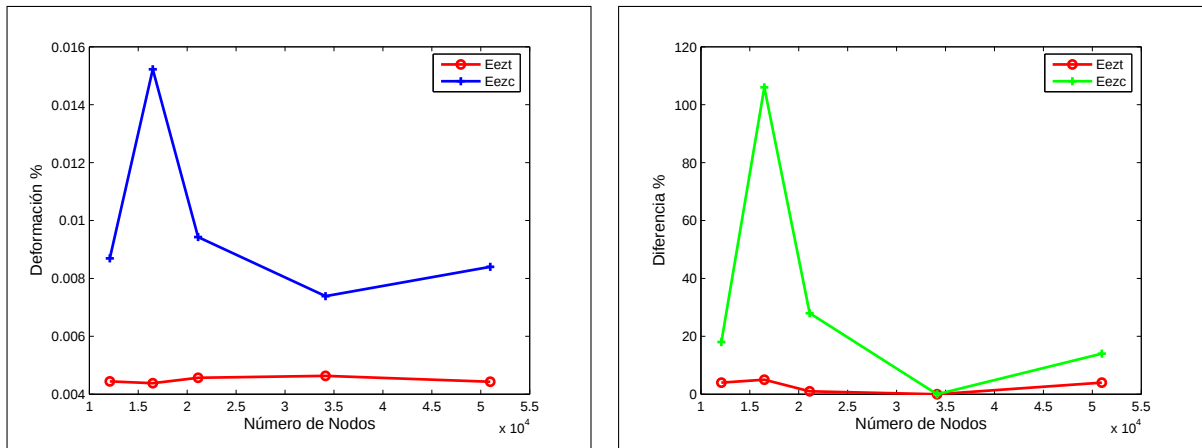


Figura E.2. Deformación de los elementos (Eezyt) en tracción y compresión (Eezyz), medidos para estudiar la convergencia de las mallas.

ANEXO F. SECUENCIA DE COMANDOS PARA PREPARACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL

A continuación se entrega a modo de ejemplo la secuencia de comandos utilizados para preparar las condiciones de simulación el en fémur N° 3.

```
/units,mpa
antype, static,new
time,551
NSUBST, 20, 100, 10
d,2231,uy,2.901
d,1426,all,0
d,1171,all,0
d,2262,all,0
d,1035,all,0
mp, ex, 1 , 9574.695167
.
.
.
```

A partir de la línea con el comando `mp` comienza la asignación manual de las propiedades mecánicas que no pueden ser introducidas directamente con BoneMat, de acuerdo a lo señalado en la sección 4.6.

ANEXO G. RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN COMPUTACIONAL

La figura G.1 entrega los resultados de fuerza y deformación para las simulaciones computacionales efectuadas sobre los cinco fémures utilizando los modelos r , t , a , b y c .

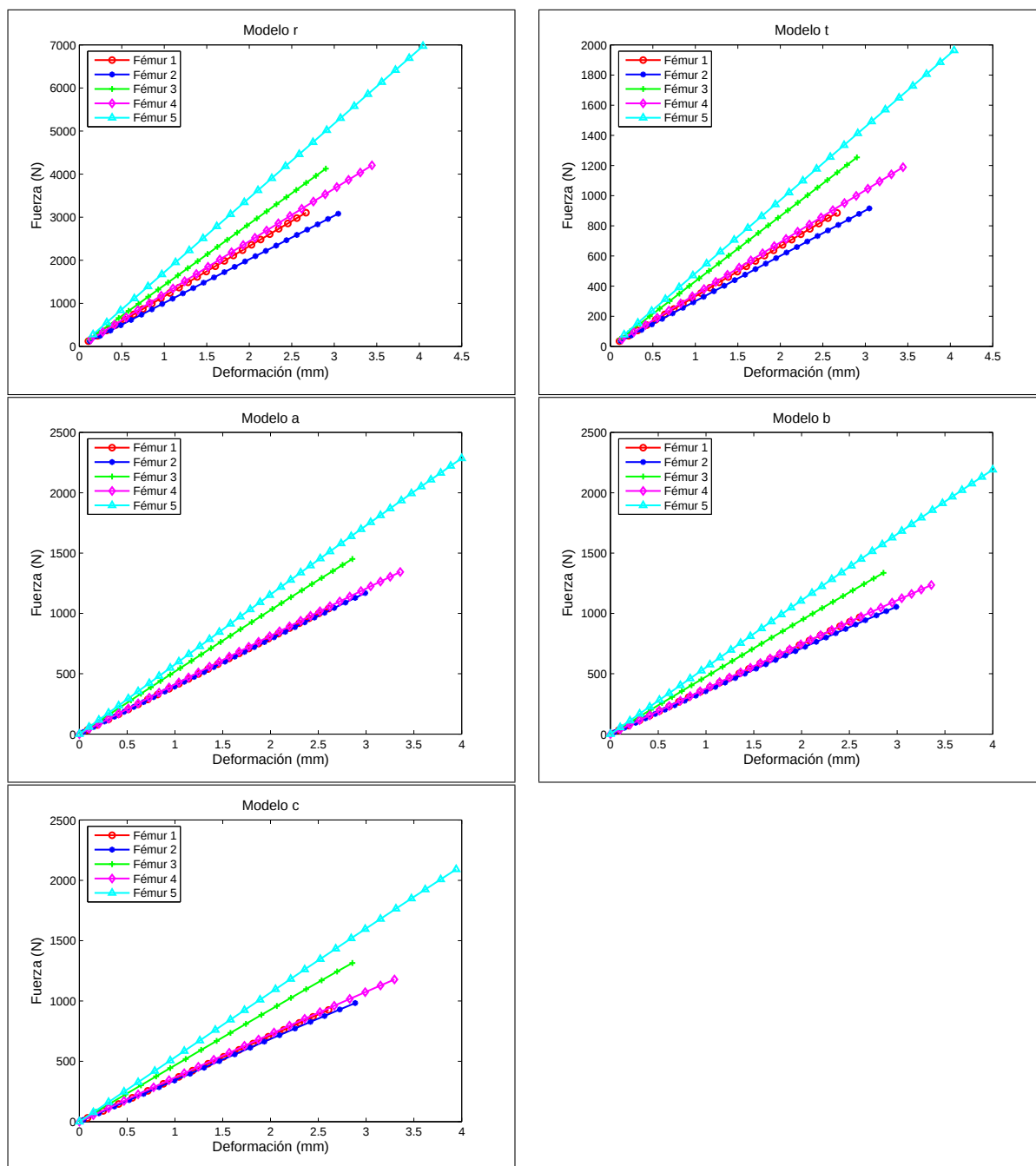


Figura G.1. Valores de fuerza y deformación en la simulación de los modelos r , t , a , b y c para los cinco fémures.

ANEXO H. RESULTADOS DE FRACTURA MODELO ISOTROPÍA TRANSVERSAL

Como fue mencionado, los resultados correspondientes al sitio de falla observado de acuerdo al modelo de isotropía transversal (modelo *t*), muestran grandes similitudes con el modelo isotrópico *t*. La imagen H.1 muestra la región de interés en los ejemplares N° 1 y 2.

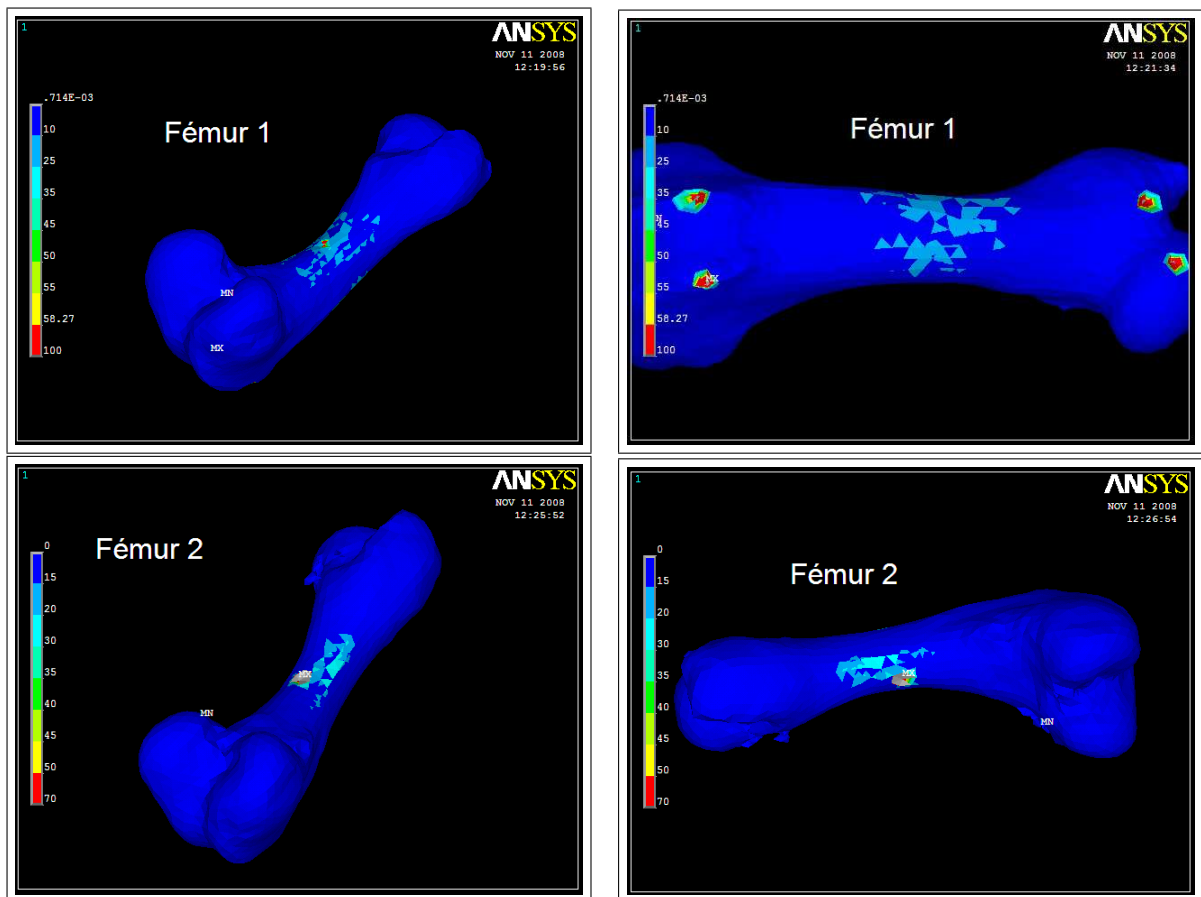


Figura H.1. Zona de fractura de acuerdo a modelo de isotropía transversal para los fémures N° 1 y 2. Tensión de Von Misses (MPa).

(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

De la misma manera, los resultados para los especímenes N° 3, 4 y 5 se entregan en la figura H.2

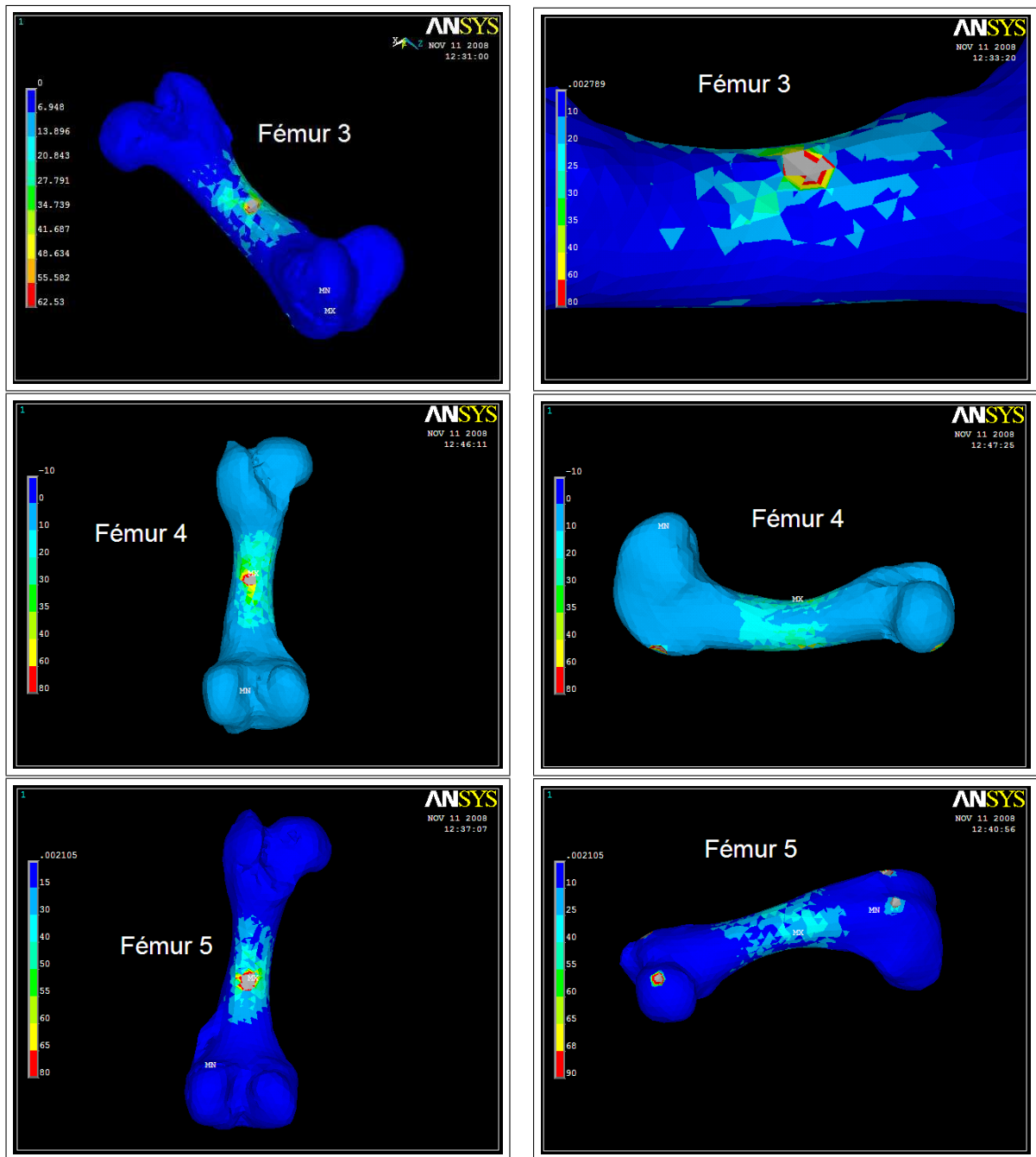


Figura H.2. Zona de fractura de acuerdo a modelo de isotropía transversal para los fémures N° 3, 4 y 5. Tensión de Von Misses (MPa).
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

ANEXO I. RESULTADOS DE REGRESIÓN PARA MODELOS COMPUTACIONALES

Las curvas de regresión para los fémures N° 2 y 3 se entregan en las figuras I.1 y I.2.

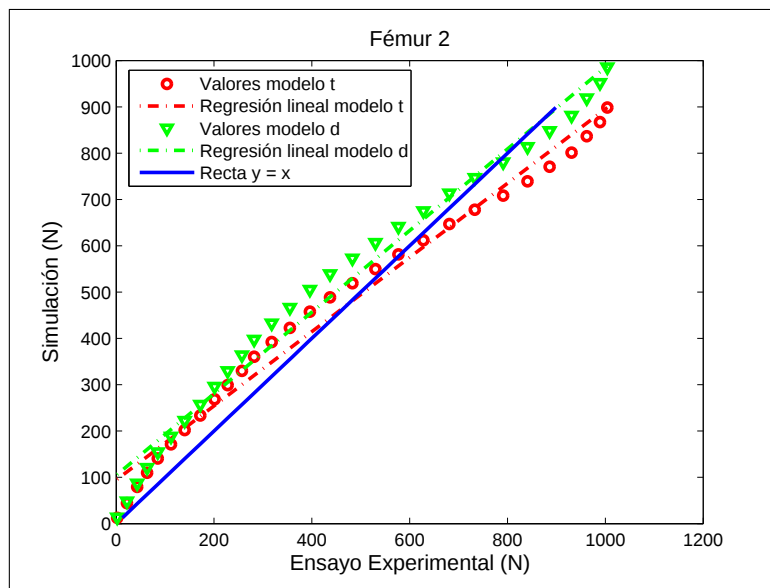


Figura I.1. Curvas de regresión para modelo *d* y *t* del fémur N° 2.

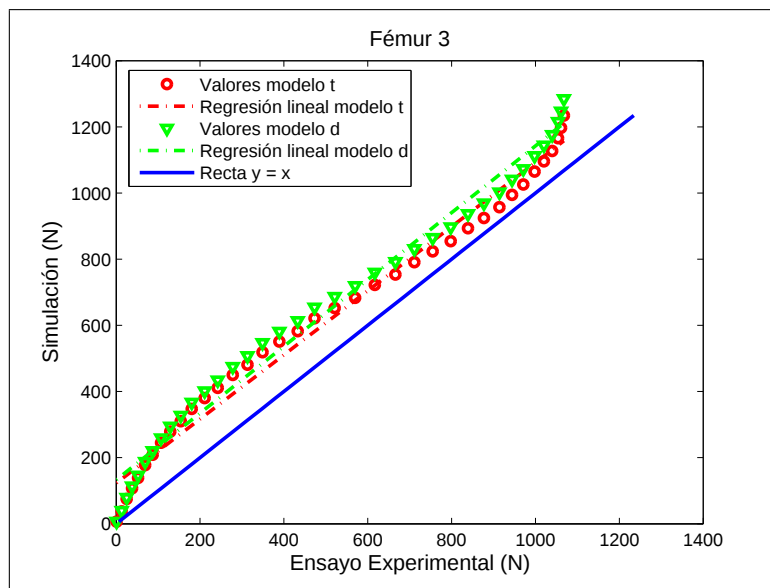


Figura I.2. Curvas de regresión para modelo *d* y *t* del fémur N° 3.

A continuación (tablas I.1, I.2, I.3 y I.4) se presentan los resultados con los coeficientes de regresión para las simulaciones efectuadas en los modelos *r*, *a*, *b* y *c*.

Tabla I.1. Coeficientes de la regresión lineal para modelo *r*

	Modelo 1r	Modelo 2r	Modelo 3r	Modelo 4r	Modelo 5r
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	2.54	2.70	3.19	3.79	3.13
n	432.77	316.87	404.57	231.35	240.76
Diferencia Max. (N)	2137	2075	3057	3253	5122
Diferencia Max. (%)	68.85%	67.33%	74.07%	77.36%	73.47%
RMSE (N)	120.36	113.18	151.77	112.32	333.11
RMSE (%)	12.45%	11.24%	14.17%	11.80%	18.01%

Tabla I.2. Coeficientes de la regresión lineal para modelo *a*

	Modelo 1a	Modelo 2a	Modelo 3a	Modelo 4a	Modelo 5a
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.98
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	0.87	1.04	1.14	1.24	1.04
n	149.09	125.62	151.64	84.89	83.34
Diferencia Max. (N)	176.68	207.43	403.47	424.55	460.30
Diferencia Max. (%)	16.61%	17.43%	27.38%	30.84%	19.92%
RMSE (N)	41.36	45.17	55.16	35.69	106.60
RMSE (%)	4.28%	4.49%	5.15%	3.75%	5.76%

Tabla I.3. Coeficientes de la regresión lineal para modelo *b*

	Modelo 1b	Modelo 2b	Modelo 3b	Modelo 4b	Modelo 5b
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.98
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	0.81	0.94	1.05	1.14	1.00
n	139.22	113.18	138.79	76.75	79.60
Diferencia Max. (N)	152.20	151.68	286.09	313.74	365.22
Diferencia Max. (%)	15.38%	14.12%	21.10%	24.79%	16.49%
RMSE (N)	38.57	40.76	50.62	32.86	102.21
RMSE (%)	3.99%	4.05%	4.73%	3.45%	5.53%

Tabla I.4. Coeficientes de la regresión lineal para modelo *c*

	Modelo 1c	Modelo 2c	Modelo 3c	Modelo 4c	Modelo 5c
R^2	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
R^2_{adj}	0.98	0.98	0.98	0.99	0.97
m	0.78	0.91	1.03	1.11	0.97
n	133.02	108.37	135.40	74.43	75.43
Diferencia Max. (N)	138.28	135.00	265.16	277.23	293.58
Diferencia Max. (%)	14.30%	13.02%	19.86%	22.55%	13.70%
RMSE (N)	36.86	39.06	49.64	31.92	99.53
RMSE (%)	3.81%	3.88%	4.64%	3.35%	5.38%

ANEXO J. INFORMACIÓN ADICIONAL SOBRE EFECTO DEL NUMERO DE MATERIALES EN LA SIMULACIÓN

Para observar la influencia del número de materiales en la precisión de los resultados de la simulación, es útil evaluar la diferencia porcentual de la estimación de cada modelo medido con respecto a los valores experimentales.

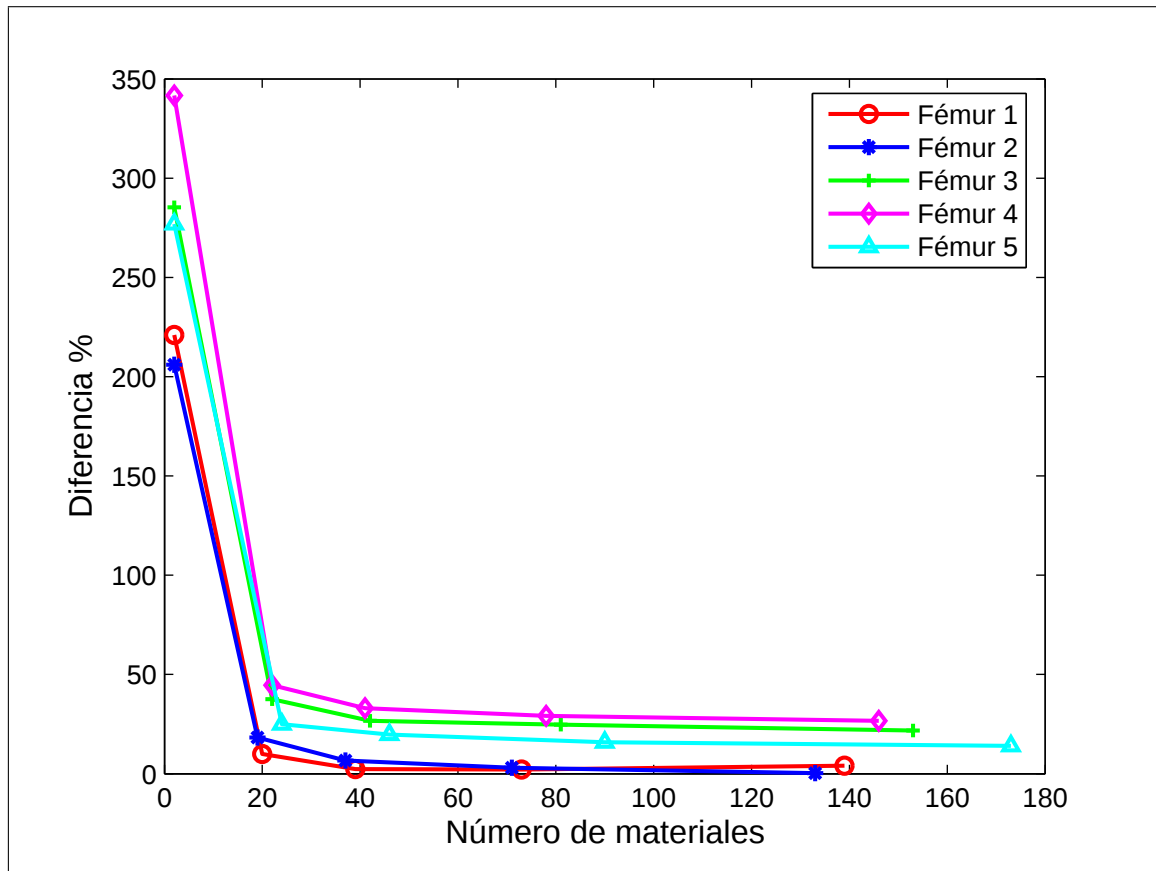


Figura J.1. Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados de la simulación.

La figura J.1 muestra las diferencias porcentuales para los fémures 1, 2, 3, 4 y 5.

Al considerar sólo los modelos con propiedades de material variable, se obtienen los resultados presentados en las figuras J.2 y H.2

El efecto del número de materiales en la simulación puede observarse en las figuras J.4, J.5, J.6 y J.7 donde se comparan las tensiones del modelo r y d .

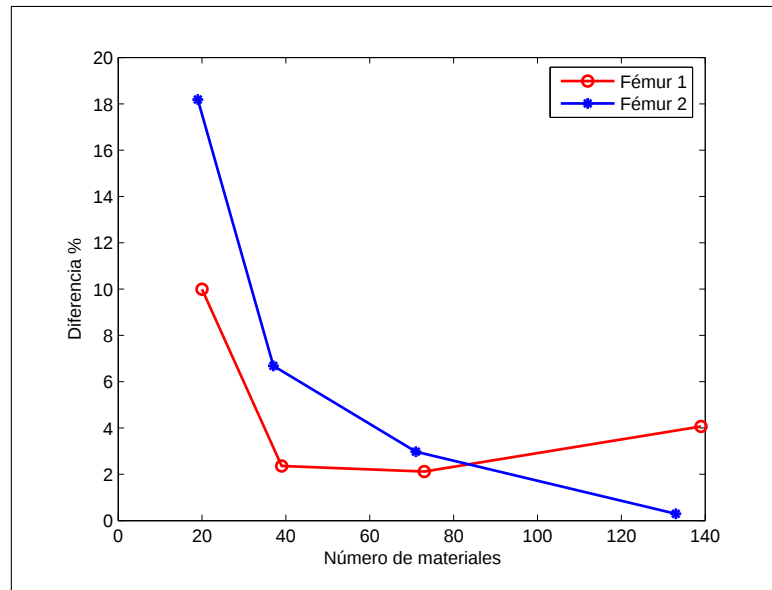


Figura J.2. Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados en modelos con propiedades de material variable, fémures N° 1 y 2.

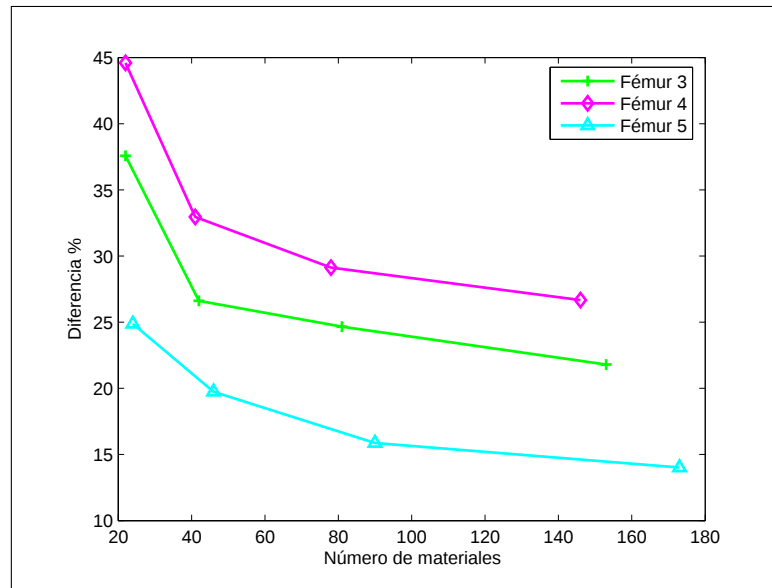


Figura J.3. Influencia del número de materiales en la diferencia porcentual de los resultados en modelos con propiedades de material variable, fémures N° 3, 4 y 5.

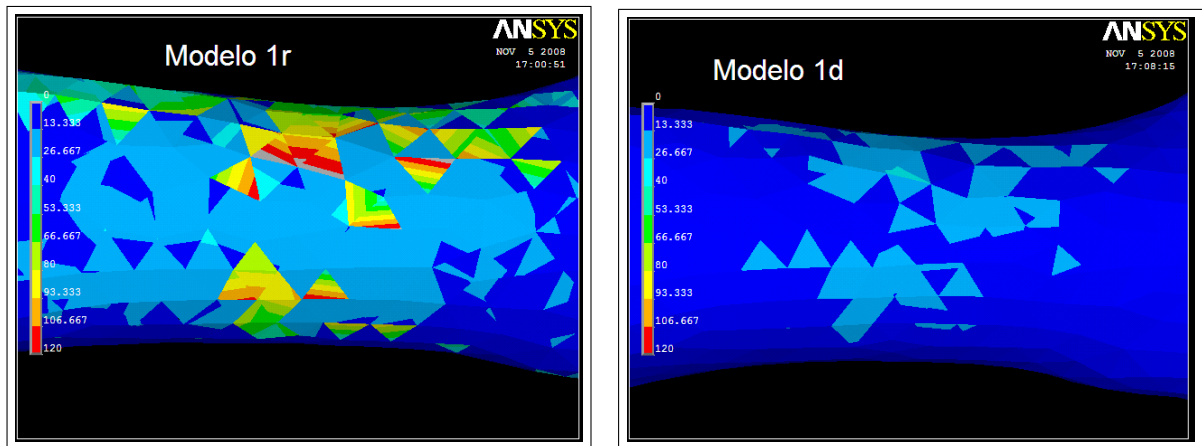


Figura J.4. Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 1.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

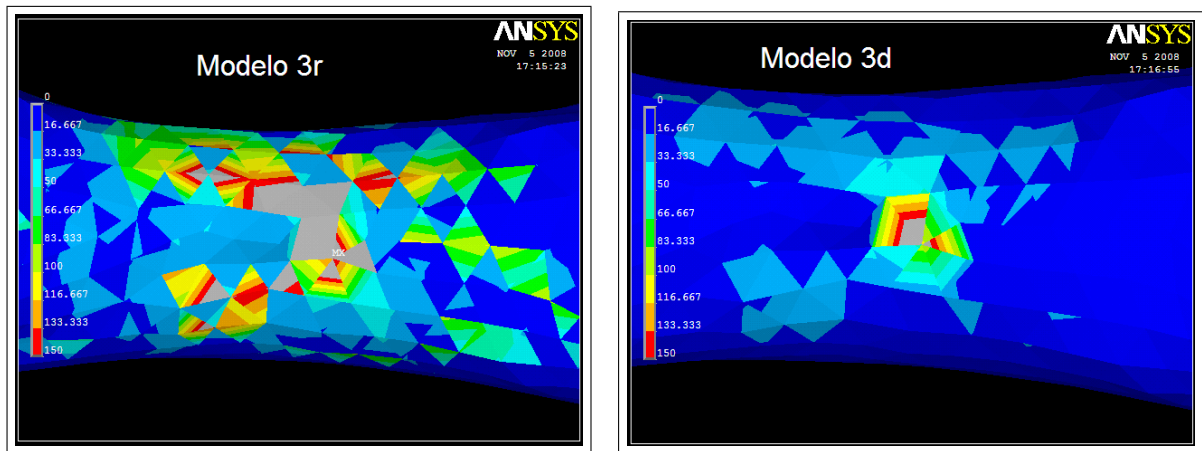


Figura J.5. Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 3.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

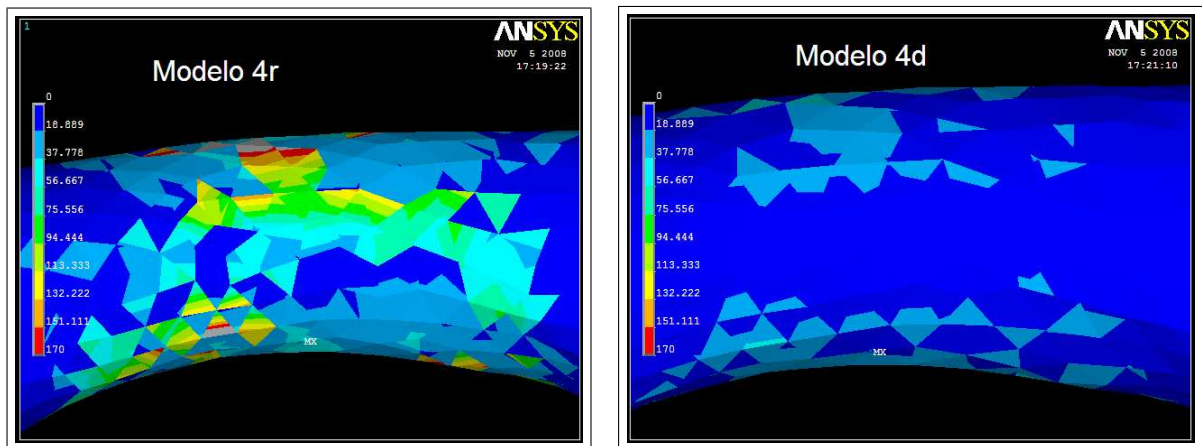


Figura J.6. Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 4.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)

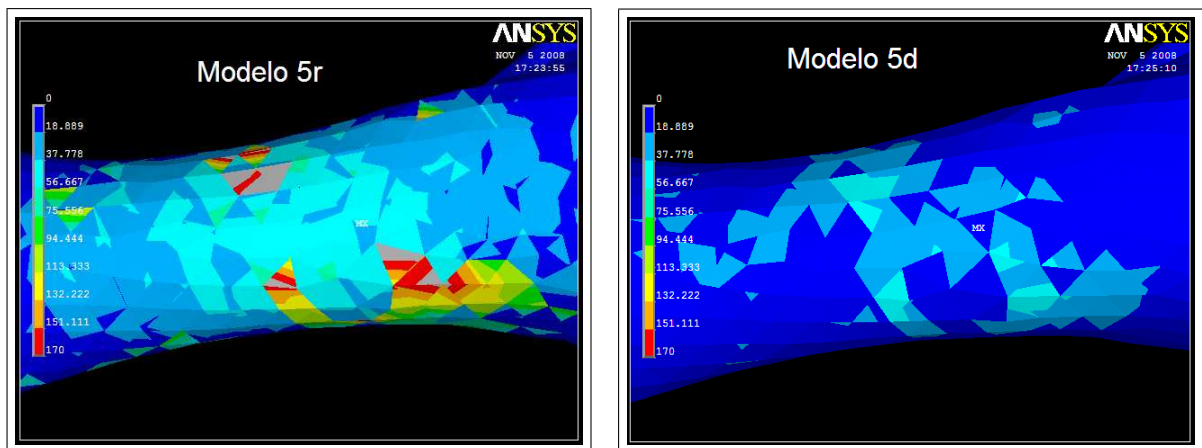


Figura J.7. Efecto del número de materiales en las tensiones calculadas en el espécimen N° 5.
(ANSYS 11.0, ANSYS Inc., USA)