

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales



Trabajo Fin de Máster en Ingeniería Mecánica y de Materiales

ESTIMACIÓN DE PROPIEDADES ELÁSTICAS Y RESISTENTES DE TEJIDO ÓSEO CORTICAL A PARTIR DE ENSAYOS EXPERIMENTALES Y MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

Presentada por: D. Carlos Tudela Desantes

Dirigida por: Dr. D. Eugenio Giner Maravilla

Valencia, septiembre de 2016

AGRADECIMIENTOS

Gracias a mi tutor Eugenio por su infinita paciencia, y por confiar en mí.

A Ricardo por todo lo que me ha enseñado y todo el tiempo que me ha dedicado.

A Miriam porque me invita a ser mejor cada día con su ejemplo.

A mi familia por todo el apoyo y ayuda que he recibido siempre en el ámbito académico y personal.

RESUMEN

En la presente tesina final de máster, se presentan los resultados de ensayos a flexión en 3 puntos en muestras de tejido óseo cortical de pequeñas dimensiones, junto con su correlación modelada con elementos finitos.

Algunas de las propiedades elásticas y resistentes del material han sido inferidas mediante ensayos experimentales y simulaciones. Es más, se ha simulado la iniciación y crecimiento de microgrietas en las probetas ensayadas usando un modelo de daño basado en la deformación máxima principal. Las simulaciones muestran una buena correlación con los resultados experimentales.

Los ensayos experimentales se han llevado a cabo en hueso cortical de tibia de oveja, usando microprobetas preparadas de alrededor de 20 mm de largo y 1 mm de grosor con la finalidad de ensayarlas en un test a flexión en 3 puntos. Las microprobetas se han teñido para su observación con microscopio óptico para distinguir su morfología microestructural. Experimentalmente, se ha observado que las microgrietas evolucionan a lo largo de las líneas cementantes y através del material intersticial pero sin cruzar las osteonas, tal como el modelo de elementos finitos ha predicho.

La geometría de las muestras se ha considerado usando elementos finitos. Se han calibrado las propiedades elásticas y resistentes del modelo numérico de manera que su respuesta se corresponda con los resultados experimentales de fuerza-desplazamiento. De la misma manera, mediante análisis inverso, es posible estimar propiedades pobremente documentadas en la literatura.

Palabras clave: Hueso cortical, microgrietas, método de los elementos finitos.

ABSTRACT

In this final master thesis, the results from 3-point bending tests on cortical tissue samples of small dimensions are presented, together with its correlation modeled by finite elements.

Some of the most relevant elastic and toughness material properties have been inferred from experimental tests and simulations. Further, the initiation and growth of microcracks in the tested samples is simulated by using a damage model based on the maximum principal strain. Simulations show a good correlation with the experimental results.

Experimental tests have been carried out on sheep tibia cortical bone, using prepared microsamples of about 20 mm long and 1 mm thick in order to test them on 3-point bending test conditions. Microsamples have been dyed for its observation under optic microscope in order to distinguish the micro scale morphology. Experimentally, it is observed that microcracks evolve along the cement lines, through the interstitial material but without crossing osteons, as the finite elements models predicted.

Sample geometries have been considered using finite elements to calibrate the elastic and toughness properties of the FE model so that its response corresponds to the force-displacement experimental results. This way, by inverse analysis, it is possible to estimate properties poorly documented in the literature.

Keywords: Cortical bone, microcracks, finite element method.

RESUM

Aquesta tesina final de màster, els resultats d'un assaig a flexió en 3 punts en mostres òssies corticals de xicotetes dimensions son presentats, junt amb la seua correlació modelada amb elements finits.

Algunes de les propietats elàstiques i resistents més importants han sigut inferides a partir dels assajos experimentals i les simulacions. A més, se simulen la iniciació i creixement de les microesquerdes en les mostres emprant un model de dany basat en la deformació principal màxima. Les simulacions evidencien una bona correlació amb els resultats experimentals.

Els assajos experimentals s'han dut a terme en os cortical de tibia d'ovella, usant micromostres de, aproximadament, 20 mm de largària i 1 mm de grosor amb la finalitat d'ensajar-los en condicions de flexió a 3 punts. Les micromostres s'han tenyit per a la seua observació amb microscopi òptic per a distingir la morfologia microestructural. Experimentalment, s'observa que les microesquerdes evolucionen al llarg de les línies cementants i a través del material intersticial però sense creuar les osteones, tal como el model d'elements finits ha predit.

La geometria de les probetes s'ha considerat usant elements finits per a calibrar les propietats elàstiques i resistents del model numèric de manera que la seua resposta corresponga amb els resultats experimentals de força-desplaçament. De la mateixa manera, per anàlisi invers, es posible estimar propietats poc documentades en la literatura.

Keywords: os cortical, microesquerdes, mètode dels elements finits.

Contenido

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	MOTIVACIÓN	1
1.2	MICROESTRUCTURA ÓSEA	1
1.3	MECÁNICA DE LA FRACTURA Y MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	5
1.4	OBJETIVOS	7
1.5	ORGANIZACIÓN DE LA TESIS DE MÁSTER	8
2	DESCRIPCION DE LOS ENSAYOS REALIZADOS	9
2.1	OBTENCIÓN DE LAS MUESTRAS	9
2.2	ENSAYO MECÁNICO Y RESULTADOS	11
2.2.1	<i>Observación de las microgrietas</i>	13
3	MODELO NUMÉRICO	16
3.1	DESCRIPCIÓN DEL MODELO	16
3.1.1	<i>Geometría</i>	16
3.1.2	<i>Mallado y condiciones de contorno</i>	21
3.2	PROPIEDADES ELÁSTICAS	23
4	RESULTADOS NUMÉRICOS Y CALIBRACIÓN DE PROPIEDADES 25	
4.1	RESPUESTA FUERZA DESPLAZAMIENTO	25
4.2	CALIBRACIÓN PROPIEDADES ELÁSTICAS	30
4.3	CONCLUSIÓN	30
5	MODELO DE DAÑO	31
5.1	MÉTODO DE LA MECÁNICA DE DAÑO CONTINUO.	31
5.2	MODELO DE DAÑO EMPLEADO	31
5.3	IMPLEMENTACIÓN EN ABAQUS	33
5.4	RESULTADOS	33
6	CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS	39
6.1	CONCLUSIONES	39
6.2	DESARROLLOS FUTUROS	40
7	BIBLIOGRAFÍA	41
8	ANEXOS	43
8.1	SUBROUTINA FORTRAN ABAQUS	43
8.2	ARCHIVO INPUT ABAQUS	44

1 INTRODUCCIÓN

Resumen del capítulo:

En este capítulo se presenta, en primer lugar, la motivación y una introducción teórica a la microestructura ósea y a la mecánica de la fractura y los elementos finitos. Después se describen los objetivos que se pretende alcanzar y se concluirá el capítulo describiendo cómo se ha organizado y estructurado la Tesis.

1.1 MOTIVACIÓN

La motivación de este Trabajo Fin de Máster es la de contribuir al estudio de las propiedades mecánicas de los distintos materiales que conforman la microestructura del hueso cortical, además de un acercamiento al problema del daño en el hueso cortical, mediante el estudio de la evolución y propagación de microgrietas.

1.2 MICROESTRUCTURA ÓSEA

El sistema esquelético es importante para el cuerpo tanto en su metabolismo como en su biomecánica. Está constituido por huesos individuales y el tejido que los une. Los huesos son los principales constituyentes del sistema y difiere del resto de tejidos conectivos en dureza y rigidez. Estas características son derivadas de sus constituyentes, tales

como sales inorgánicas que mineralizan una matriz de fibra de colágeno, múltiples fibras de proteínas sin colágeno y minerales. La rigidez y resistencia del hueso permite al esqueleto mantener la forma del cuerpo protegiendo los tejidos blandos pertenecientes al cráneo, tórax, y cavidades pélvicas, también provee protección a la médula ósea, y transmite la fuerza de las contracciones musculares de una parte del cuerpo a otra durante el movimiento. El contenido mineral del hueso sirve como reserva para iones, particularmente de calcio, que además de ser un mineral fundamental para la estructura del cuerpo, permite accionar mecanismos de contracción de músculos como el corazón. Además, el hueso es un material estructural que se regenera y está en condiciones de adaptar su masa, forma y propiedades ante los cambios en los requerimientos mecánicos que los cuerpos presentan.

El tejido óseo es un material compuesto formado por la naturaleza con diferentes características microestructurales a diferentes escalas. Los constituyentes que componen su estructura pueden categorizarse en varias organizaciones jerárquicas desde la escala nano hasta la escala macro.

Nivel macroestructural: Entre los diferentes tipos de huesos que se encuentran, los huesos largos son los que soportan la carga durante las actividades, estructuran y permiten la movilidad. La estructura de un hueso largo se observa en la figura 1.1 y consta de un eje cilíndrico en el centro, denominado diáfasis y dos extremos redondeados denominados epífisis. Conectando estas dos partes se encuentra la metáfasis. Los extremos de los huesos son más anchos que el centro y son juntas cubiertas de cartílago articular.

El hueso se compone principalmente de dos tipos de tejidos: trabecular y cortical (Fig. 1.1). La diáfasis está compuesta principalmente por hueso cortical que protege a la médula ósea que está en el centro, la epífisis y la metáfasis están compuestas de ambos tipos de hueso, predominando el trabecular. El porcentaje de cada una de estas partes depende de la función que el hueso desempeña, aunque aproximadamente el 80% de la masa esquelética de los humanos adultos corresponde a hueso cortical, que forma las paredes externas de los huesos y es responsable de la protección y el soporte. El hueso trabecular está muy vascularizado y con frecuencia contiene la médula ósea roja.

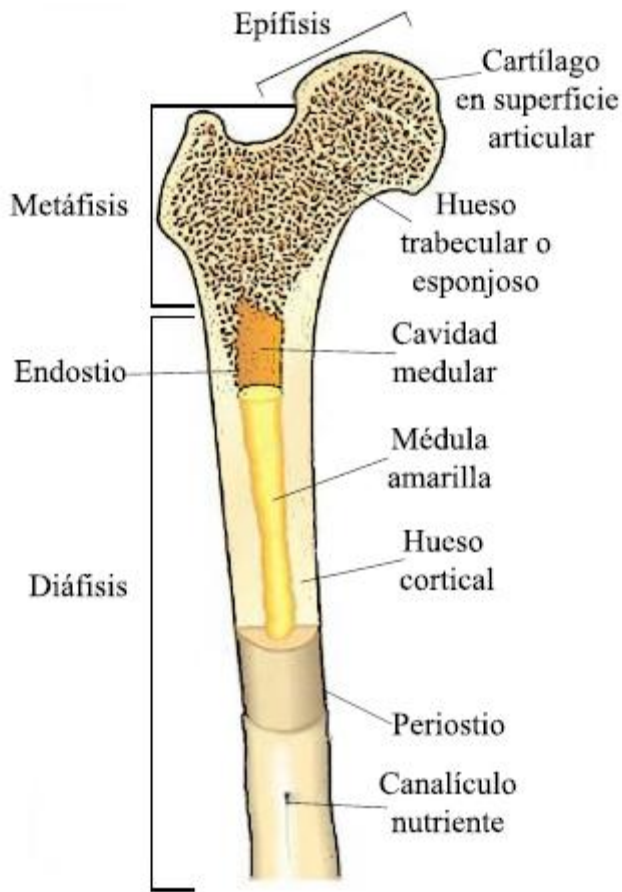


Figura 1.1. Macroestructura básica de un hueso largo

La superficie exterior de la mayoría de huesos está cubierta por el periostio, una capa de tejido conectivo fibroso y una capa interna celular. El periostio tiene la capacidad de albergar las células que pueden formar hueso durante la reparación. Análogamente, la cavidad de la médula en la diáfisis está cubierta con una fina membrana de células óseas denominada endostio.

Nivel microestructural: El carácter fuertemente jerárquico de la estructura ósea hace necesario conocer el comportamiento a escalas micro con el fin de elevar este comportamiento a escala macro en modelos multiescala; ya que la micromorfología del tejido óseo a estudiar tiene un efecto significativo sobre su comportamiento mecánico.

La figura 1.2 muestra las entidades básicas que serán objeto de modelado en esta tesina y que caracterizan la morfología del tejido óseo cortical. Se trata de un esquema de la morfología que se observa al realizar un corte transversal a la dirección longitudinal de un hueso largo. La osteona es la unidad básica estructural del hueso cortical y su estructura es bastante compleja a distintos niveles jerárquicos [1,2]. Básicamente, la osteona está compuesta a nivel submicroestructural por moléculas de colágeno que actúan como matriz y cristales de hidroxapatita que actúan como refuerzo periódicamente distribuido [3]. Esta estructura periódica se agrupa en fibrilos de colágeno mineralizado con distintas orientaciones, dando origen a las lamelas que son capas concéntricas que se ordenan alrededor de los canales vasculares denominados canales de Havers (Fig. 1.2).

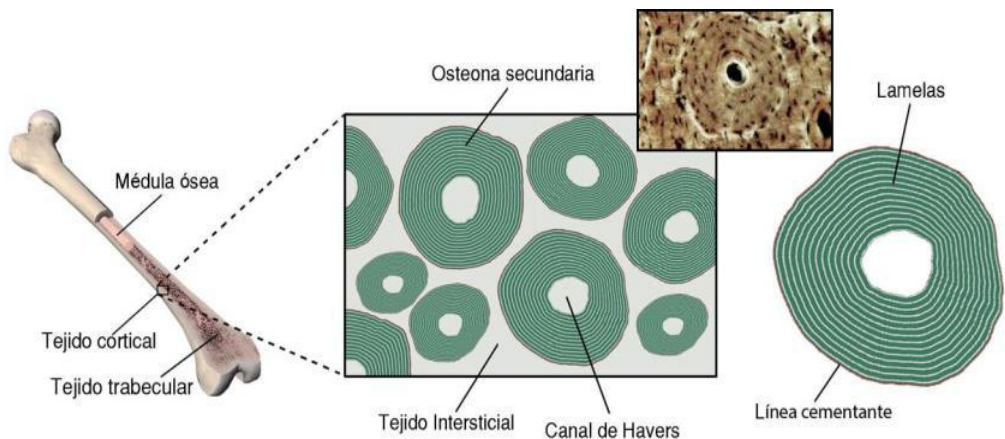


Figura 1.2: Tejido óseo cortical y principales elementos que se distinguen en su morfología en una sección normal al eje longitudinal del hueso

El presente trabajo corresponde a la simulación bidimensional de varias secciones de tejido cortical sometidas a carga controlada como es la de un ensayo de flexión en tres puntos. En los modelos se considera la presencia de múltiples osteonas, el tejido intersticial que las rodea y que, en realidad, corresponde a antiguas osteonas, y la línea cementante que hace de frontera entre las osteonas y el tejido intersticial que aparece durante la generación de nuevas osteonas durante el proceso de remodelación ósea. La importancia de estos elementos es esencial en el estudio de la fractura ósea a nivel microestructural debido a que aún no se conoce con exactitud el papel que cumple cada uno de ellos en el proceso de propagación del daño en el hueso.

1.3 MECÁNICA DE LA FRACTURA Y MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Concepto de Mecánica de la Fractura

En el mundo del diseño mecánico de componentes es fundamental reconocer la **presencia de defectos internos** en mayor o menor grado. Estos defectos internos son los que condicionan importantes propiedades de los componentes en servicio, como pueden ser su resistencia última a rotura, su tenacidad o fragilidad, su capacidad de soportar cargas cíclicas (fatiga), su resistencia bajo corrosión, etc.

La disciplina de la Ingeniería Mecánica que se encarga del estudio del comportamiento del material bajo cargas en servicio *teniendo en cuenta la presencia de defectos internos* se conoce como **Mecánica de la Fractura**.

Por tanto supone un acercamiento al comportamiento real de los materiales, en contraste con planteamientos más generales como los de la Elasticidad y Resistencia de Materiales, que no cuentan en sus desarrollos teóricos con la presencia interna de defectos o grietas. No se trata simplemente de alcanzar mayor precisión con respecto a los cálculos realizados de forma clásica. Como veremos, en muchas ocasiones la utilización de métodos de diseño basados en la Mecánica de la Fractura es la única forma de realizar un diseño correcto, ya que los resultados pueden

diferir radicalmente con respecto a los realizados de forma clásica mediante principios de Resistencia de Materiales.

Sus aplicaciones son numerosas. La más inmediata consiste en relacionar cuantitativamente el nivel de carga aplicada a un componente y el tamaño y posición geométrica de una grieta. También se emplea en fatiga, ya que permite predecir cuánto tiempo será necesario para que una grieta alcance una longitud *crítica*. Incluso puede predecir en qué condiciones una grieta que progresa rápidamente puede ser detenida. De ahí que las industrias químicas, navales, aeroespaciales, nucleares, etc. tengan en cuenta hoy en día sus principios.

La Mecánica de la Fractura es una disciplina relativamente reciente. Se puede afirmar que comienza a existir como tal con los trabajos de A.A. Griffith en 1921, que permanecieron “olvidados” hasta que en 1948 los planteamientos de G.R. Irwin y E. Orowan provocaron un interés creciente por este enfoque hasta nuestros días.

El método de elementos finitos en Mecánica de la Fractura

La simulación numérica en la Mecánica de la Fractura tiene especial importancia a la hora de diseñar estructuras mecánicas bajo el criterio de tolerancia al fallo. Para estructuras complejas, la robustez y la precisión de cálculo son prerequisites esenciales en el diseño de nuevas piezas cuando se utilizan métodos numéricos.

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es uno de los métodos más implementados en el cálculo ingenieril debido a su simplicidad y versatilidad, y desde los años 70 hasta nuestros días ha pasado a dominar la disciplina de los métodos numéricos en Mecánica de la Fractura.

Uno de los temas más importantes en la Mecánica de la Fractura es el estudio de la propagación de grieta y su dirección de propagación. En este contexto, varios criterios han sido propuestos para predecir el comportamiento de una grieta en el interior de un material. En el presente trabajo se propone un criterio de daño basado en las deformaciones de los distintos materiales que comprenden la microestructura ósea.

1.4 OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es la estimación de propiedades elásticas y resistentes del tejido óseo cortical a nivel microestructural y, más concretamente, de la línea cementante que separa las osteonas (unidad básica del tejido cortical) de la matriz intersticial gracias a partir de ensayos experimentales y su posterior modelado numérico empleando el método de elementos finitos (FEM). Son muy escasas las referencias en la literatura a estas propiedades resistentes y, sin embargo, la evidencia experimental demuestra que juegan un papel en el comportamiento a fractura de las microgrietas que aparecen en el tejido óseo cortical [4].

Asimismo se pretende simular la iniciación y el crecimiento de microgrietas en algunas de las probetas ensayadas, empleando para ello un modelo de daño cuadrático basado en deformaciones principales máximas.

1.5 ORGANIZACIÓN DE LA TESIS DE MÁSTER

En primer lugar, en el capítulo 2 se detalla la obtención de las muestras usadas para obtener las curvas experimentales. A continuación, se describen los ensayos experimentales y sus condiciones de contorno, siguiendo con las gráficas fuerza-desplazamiento obtenidas y su análisis. Al final del capítulo se procede a la observación de las microgrietas aparecidas en las microprobetas durante los ensayos experimentales

En el capítulo 3 se explica la creación del modelo numérico, empezando por el modelado geométrico y la generación del mallado. Después se enumeran los materiales y sus propiedades elásticas a partir de la bibliografía.

En el capítulo 4, se analizan los resultados fuerza-desplazamiento obtenidos en la simulación numérica y se calibran las propiedades en función de los resultados experimentales; después se comparan los resultados con la bibliografía y se arrojan unas conclusiones.

En el capítulo 5, se define el método de la mecánica de daño y se establece el modelo de daño basado en deformaciones. A continuación se detalla la implementación de una subrutina en el programa Abaqus con el fin de adaptar el programa a los requerimientos del método. Posteriormente se fija un valor inicial de deformación crítica y se obtienen por iteración los resultados finales. Por último se analizan los resultados de deformación crítica así como la evolución de la grieta.

Las conclusiones extraídas de todo el trabajo realizado se recogen en el capítulo 6.

La memoria recoge una lista de referencias bibliográficas en el capítulo 7.

Y termina el documento en el capítulo 8, el anexo que recoge las partes más importante de los archivos de Abaqus y Fortran utilizados a lo largo de esta Tesina.

2 DESCRIPCIÓN DE LOS ENSAYOS REALIZADOS

En el presente capítulo se hará una breve descripción sobre los ensayos realizados por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), empezando por la obtención y el tratamiento de las muestras, continuando con las condiciones y parámetros del ensayo mecánico y finalizando con los resultados de los ensayos y la observación de las microgrietas preproducidas.

2.1 OBTENCIÓN DE LAS MUESTRAS

En primer lugar se realizaron cortes transversales en la diáfisis de tibia de oveja con el fin de obtener secciones de tejido cortical de 1 mm de espesor como la mostrada en la figura 2.1 izda. Seguidamente, tras eliminar los tejidos asociados al periostio y endostio, se obtuvieron cuatro muestras en las zonas de menor curvatura, conformando las cuatro microprobetas a ensayar. En cada una de estas probetas se realizó una microentalla de aproximadamente 0.5 mm de anchura (véase figura 2.2). Las muestras se conservaron en frío y en las condiciones de humedad apropiadas.

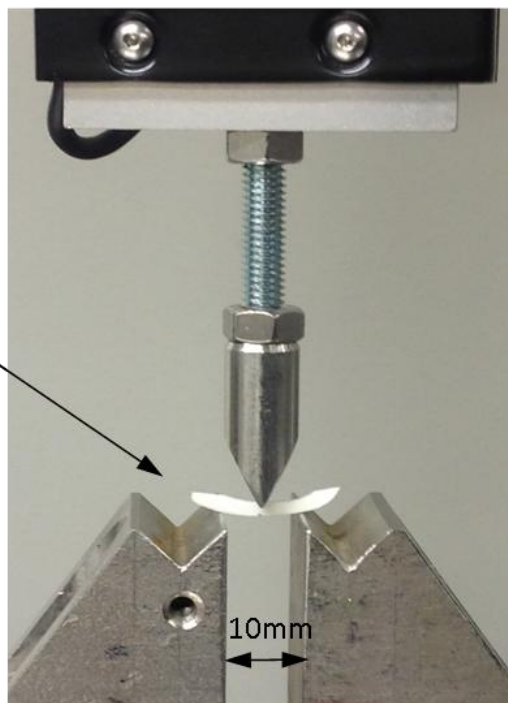
Cabe aclarar que la morfología y las características de un hueso de oveja son similares a las del hueso de un ser humano.



Corte 1 mm espesor



Tinción de contraste



Flexión en tres puntos

Figura 2.1 Izda.: Sección de tibia de oveja (sin tratar y con tinción de contraste). Dcha.: Ensayo de flexión en tres puntos de la microprobeta extraída de la sección de tibia de oveja.



Microentalla 0.5mm

Figura 2.2: Microprobeta del ensayo 2 teñida con tinción de contraste después del ensayo.

2.2 ENSAYO MECÁNICO Y RESULTADOS

Las microprobetas fueron ensayadas a flexión en tres puntos en una máquina universal electromecánica. La figura 2.1 muestra el utillaje utilizado para el apoyo y aplicación de la carga. La aplicación de la carga se llevó a cabo a una velocidad de $1 \mu\text{m}/\text{seg}$, de manera que los ensayos se pueden considerar cuasiestáticos. Para cada muestra, se registró una fuerza aplicada en función del desplazamiento del punto de aplicación. Los resultados se recogen en la figura 2.3 y muestran una repetibilidad aceptable. Resulta evidente la gran linealidad observada hasta la aplicación de una fuerza del orden de 4-5 N. Hasta ese rango de fuerzas aplicadas, el comportamiento se puede considerar elástico lineal. A partir de ese valor de fuerza, comienza a aparecer daño generalizado en las zonas más solicitadas (en el entorno de la entalla) y tiene lugar el crecimiento de microgrietas, lo que ocasiona la pérdida de rigidez apreciable en las distintas curvas de la figura 2.3.

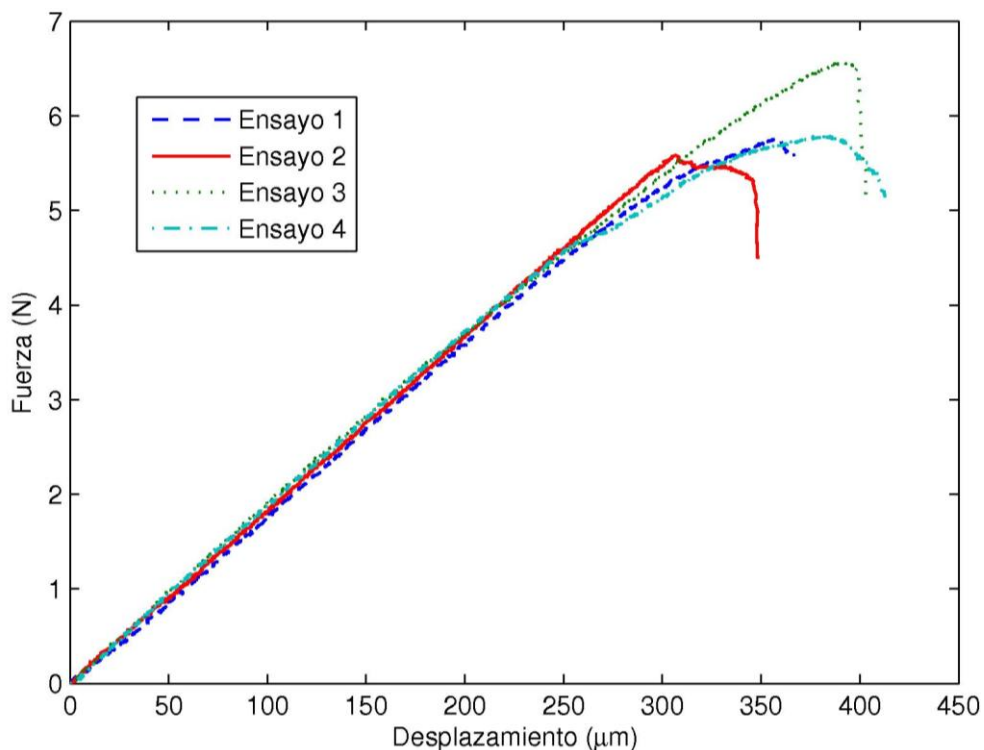


Figura 2.3: Respuesta fuerza desplazamiento registrada para los 4 ensayos realizados.

La realización de los ensayos se llevó a cabo sin alcanzar la rotura en dos mitades de las microprobetas, con el fin de observar a posteriori el camino seguido por las microgrietas. El siguiente paso consistió en la preparación de las muestras con tinción de contraste (véase figura 2.2) y la observación de los detalles morfológicos (osteonas, canales de havers, etc.) con el fin de delimitar las osteonas a través de sus líneas cementantes así como las microgrietas existentes (Fig. 2.4)

Para la tinción de contraste se siguió el procedimiento de Bain, Impeduglia y Rubin [6]. Este procedimiento implica deshidratar las muestras, por lo que sólo se aplicó después de la realización de los ensayos. El colorante de línea cementante está compuesto por azul de toluidina (1gr.), en solución de ácido fórmico al 0.1% (100 mL), con pH 2.6. La tinción con el colorante de línea cementante se realiza durante 20 segundos.

Posteriormente, se deshidrata en alcohol tert-butílico (2-metil-2-propanol) durante 30 seg. En la medida de lo posible, es importante reducir la aparición de artefactos de tinción (manchas y restos) aumentando el tiempo de deshidratación en alcohol tert-butílico. Finalmente, se realiza un aclarado rápido en xileno.

La figura 2.4 muestra la distribución de osteonas a través de la microscopía óptica para la microprobeta del ensayo 2. Se observa la concentración de colorante en la matriz intersticial, dejando definidas en tono más claro las osteonas y el canal de Havers. El diámetro medio de las osteonas es de alrededor de 100 μm , aunque en el corte algunas presentan formas claramente elípticas cuyo eje mayor es del orden de 150-200 μm .

2.2.1 Observación de las microgrietas

Se observa la existencia de microgrietas que evolucionan principalmente a lo largo de los contornos de las osteonas (es decir, a lo largo de las líneas cementantes). El origen de esta microgrieta se encuentra en la zona de máxima concentración de tensiones (fondo de entalla).

La evolución de las microgrietas se observa claramente en el corte 2 (figura 2.4). La grieta avanza rodeando las osteonas y no atravesándolas.

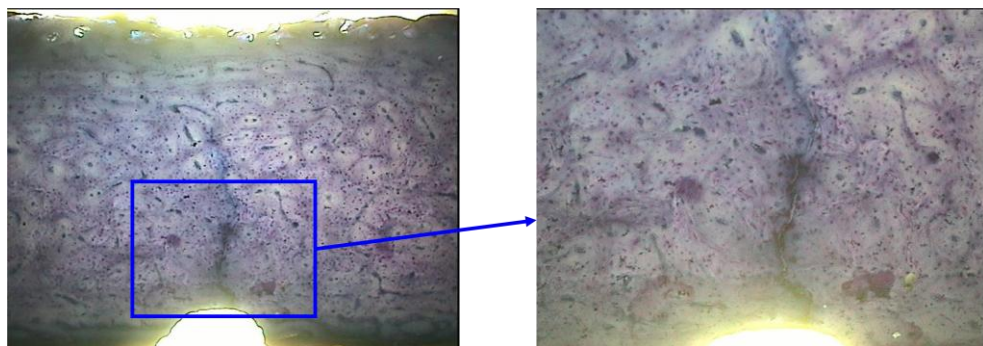


Figura 2.4: Microprobeta del ensayo 2. Observación de osteonas al microscopio óptico (izda. 25x, dcha. 50x)

Dicha tendencia observada en el corte 2 se repite en el corte 3 (figura 2.5). Aunque en este caso se trata una grieta de menor tamaño, se observa

con bastante claridad como la grieta nace en el fondo de la entalla y se propaga rodeando la primera osteona de gran tamaño por su izquierda.

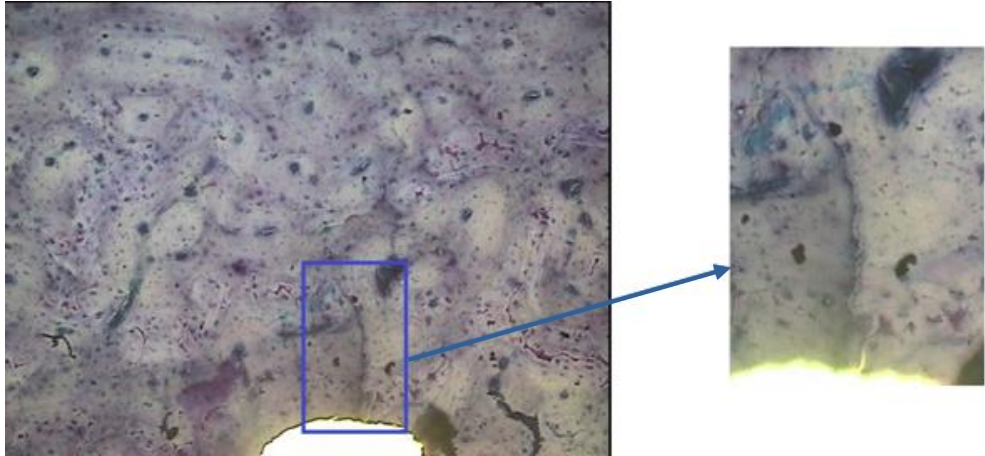


Figura 2.5: Microprobeta del ensayo 3. Observación de osteonas al microscopio óptico (izda. 50x, dcha. 100x)

En el corte 4 se repite la tendencia de forma muy clara (figura 2.6). En este caso la grieta es de mayor tamaño y en todo momento rodea las osteonas por la línea cementante. De hecho se observa como el origen de la microgrieta parece estar en la línea cementante de una osteona que intersecta con el fondo de la entalla en su parte central, lo que confirma la hipótesis de que las grietas tienden a seguir la línea cementante más que a atravesar las osteonas.

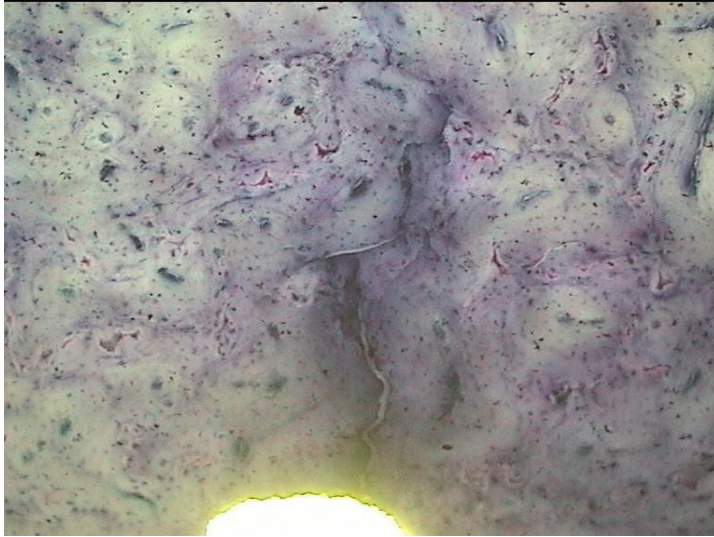


Figura 2.6: Microprobeta del ensayo 4. Observación de osteonas al microscopio óptico (50x)

En el corte 1 las osteonas se visualizan de manera muy deficiente de forma que no es muy útil desde el punto de vista de la observación de la grieta (figura 2.7). Sin embargo parece compartir la misma tendencia que el resto de probetas.

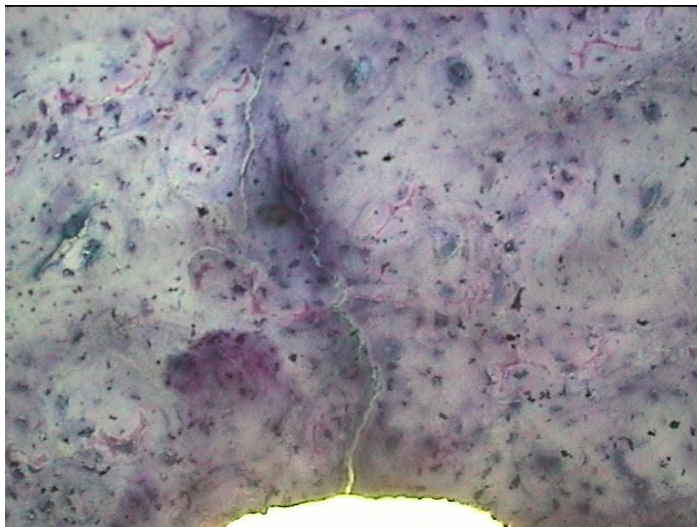


Figura 2.6: Microprobeta del ensayo 1. Observación de osteonas al microscopio óptico (100x)

3 MODELO NUMÉRICO

En el presente capítulo se hará una descripción sobre el proceso de generación de los modelos geométricos y su posterior mallado, así como las condiciones de la simulación. A continuación se indicarán y explicarán las propiedades elásticas empleadas en los distintos materiales del modelo

3.1 DESCRIPCIÓN DEL MODELO

3.1.1 Geometría

Las geometrías a modelar son las cuatro microprobetas obtenidas tal como está explicado en el capítulo 2.1. Todos los pasos que se describen a continuación se han realizado con las cuatro microprobetas obteniendo cuatro modelos geométricos.

En el proceso de modelado geométrico se distinguen dos etapas: modelado de la macroestructura y modelado de la microestructura.

Para modelar la macroestructura se realiza una fotografía de alta resolución de la microprobeta sobre papel milimetrado como escala (véase figura 3.1). A continuación la imagen se procesa con el software Plot Digitizer, que permite digitalizar imágenes o gráficos escaneados. En el presente trabajo, se utiliza para obtener los puntos que determinen el contorno de la microprobeta, habiendo escalado previamente la imagen con tres puntos que definen el eje x y el eje y gracias a la referencia del papel milimetrado (véase figura 3.2). Como resultado se obtiene una tabla con las coordenadas x e y de cada punto (véase tabla 3.1).



Figura 3.1: Fotografía microprobeta ensayo 4 sobre papel milimetrado

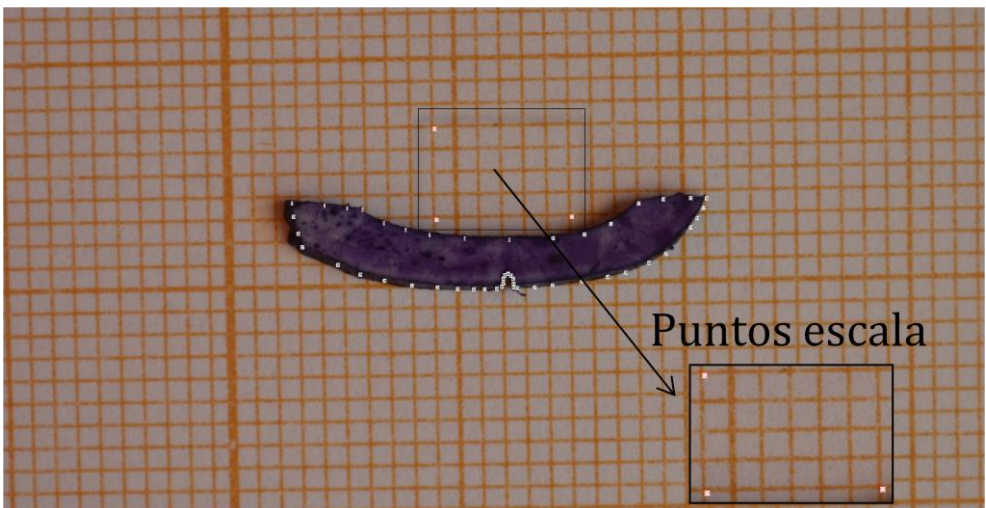


Figura 3.2: Fotografía microprobeta ensayo 4 procesada con Plot Digitizer. Se pueden observar los puntos que determinan la escala (cuadro) y los que definen el contorno de la microprobeta.

coord.	X	Y	coord.	X	Y
punto 1	-3692.38	-1368.74	punto 32	5172.08	-4686.49
punto 2	-3103.24	-1390.86	punto 33	4747.13	-4621.59
punto 3	-2363.04	-1494.16	punto 34	4651.12	-4594.94
punto 4	-1554.6	-1541.79	punto 35	4664.25	-4470.97
punto 5	-663.727	-1643.7	punto 36	4622.65	-4361.26
punto 6	7.47738	-1637.55	punto 37	4553.85	-4293.08
punto 7	967.912	-1972.77	punto 38	4403.23	-4308.23
punto 8	2133.76	-2292.35	punto 39	4335.12	-4391.42
punto 9	3545.72	-2513.34	punto 40	4280.71	-4474.49
punto 10	5217.7	-2676.9	punto 41	4281.15	-4570.82
punto 11	7203.73	-2617.4	punto 42	4226.79	-4667.64
punto 12	8737.73	-2562.04	punto 43	4089.94	-4696.42
punto 13	10188.6	-2301.02	punto 44	3898.17	-4698.18
punto 14	11829.1	-1570.38	punto 45	3719.96	-4672.29
punto 15	12828.7	-1492.4	punto 46	3432.18	-4647.41
punto 16	14074.9	-1398.4	punto 47	3185.55	-4635.91
punto 17	15252.7	-1332.54	punto 48	2952.69	-4638.05
punto 18	14735.6	-2094.17	punto 49	2541.37	-4559.25
punto 19	14354.2	-2565.56	punto 50	1911	-4509.99
punto 20	13944.9	-2940.87	punto 51	1088.43	-4366.16
punto 21	13562.8	-3247.13	punto 52	279.805	-4277.25
punto 22	13043.6	-3554.65	punto 53	-529.449	-4050.73
punto 23	12483.1	-3793.73	punto 54	-1133.23	-3822.32
punto 24	11854	-4019.69	punto 55	-1873.99	-3595.17
punto 25	11306.7	-4176.08	punto 56	-2546.2	-3381.16
punto 26	10649.7	-4278.44	punto 57	-3232.43	-3098.46
punto 27	9951.58	-4394.94	punto 58	-3864.23	-2732.7
punto 28	9020.55	-4499.81	punto 59	-4111.87	-2501.03
punto 29	7815.68	-4634.72	punto 60	-4154.72	-2116.1
punto 30	6897.98	-4656.9	punto 61	-4089.56	-1386.14
punto 31	5966.63	-4692.97	-	-	-

Tabla 3.1: Puntos contorno microprobeta ensayo 1

Una vez determinadas las coordenadas de los puntos que definen el contorno de la microprobeta se procede a realizar el mismo procedimiento con la microestructura. Para ello se dispone de imágenes obtenidas con microscopio óptico en las que se incluye una barra calibrada (véase figura 3.3 izda.).

La determinación de las fronteras (líneas cementantes) de las osteonas no es una tarea sencilla y requiere de gran intervención del analista. Este proceso de segmentación se limitó a a las osteonas más cercanas a la entalla (ver figura 3.3 dcha.), es decir, la zona de proceso de iniciación y crecimiento de microgrietas. Suficientemente lejos de esta zona no es relevante incluir estos detalles morfológicos y, en su lugar, se realiza la conveniente homogeneización introduciendo propiedades elásticas equivalentes.

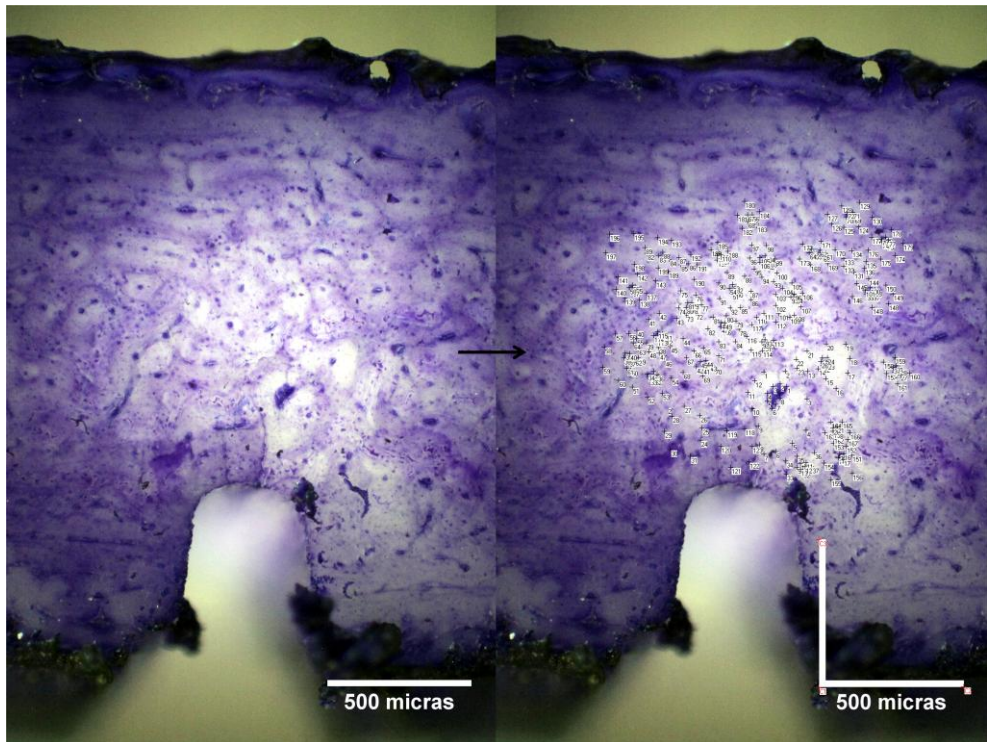


Figura 3.3: Izda.: imagen microscopio microprobeta ensayo 3 con barra calibrada. Dcha.: imagen procesada con Plot Digitizer determinando fronteras osteonas y Canales de Havers.

Las coordenadas obtenidas de la macroestructura (contorno de la microprobeta) así como de la microestructura (osteonas, líneas cementantes, etc.) se introducen en un script de Abaqus en Python de manera que se generan splines a partir de los puntos introducidos. Una vez definidas las splines se supone una línea cementante de grosor $1\ \mu\text{m}$ desplazando las splines de las fronteras de las osteonas hacia dentro. El resultado macroestructural y microestructural del modelado geométrico en Abaqus se puede observar en la figura 3.4:

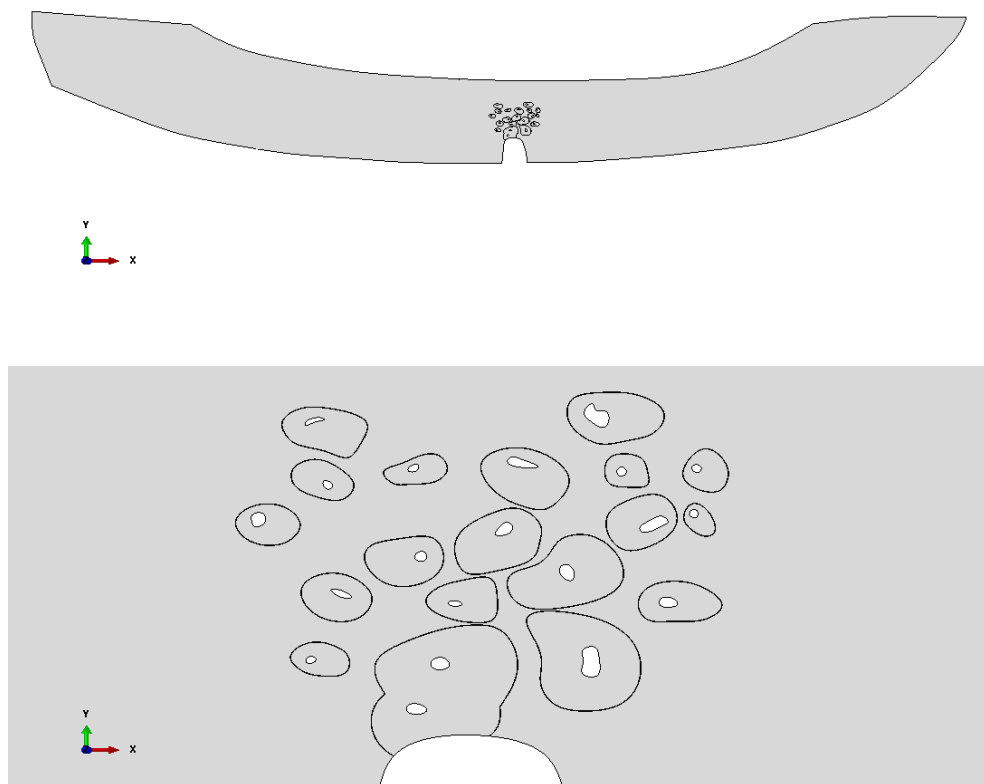


Figura 3.4: Modelado geométrico Abaqus microprobeta ensayo 4: macroestructura (superior) y microestructura (inferior).

3.1.2 Mallado y condiciones de contorno.

La zona de interés (entalla y osteonas) presenta geometrías de tamaño muy reducido del orden de $100\mu\text{m}$, lo cual requiere un gran refinamiento de malla, en cambio, las zonas más alejadas no requieren una discretización fina. Esta gran diferencia de la malla en las distintas regiones de la probeta dificultan su convergencia por lo que se optó por realizar varias particiones de manera que se facilitara las transiciones entre zonas de la probeta. (figura 3.5).

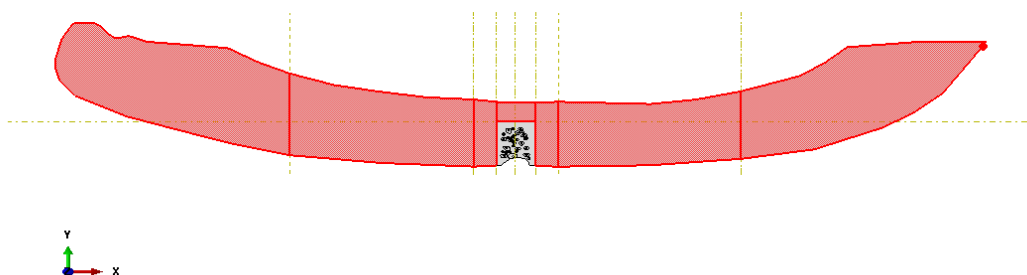


Figura 3.5: Macroestructura modelado geométrico Abaqus microprobeta ensayo 2: particiones para el mallado.

Se trata de un total de 8 particiones principales sin contar con las osteonas de la zona central. De esta manera la partición de la zona crítica está más refinada y concentra la mayor parte de los elementos, esta zona tiene designado un mallado libre debido a la irregularidad de su geometría. Las particiones contiguas tienen condiciones aún menos restrictivas para facilitar la transición entre mallado estructural y mallado libre de distintos tamaños. A las cuatro particiones exteriores se les impone la condición de mallado estructural y un tamaño de elemento mucho más grande. La tipología del mallado se puede apreciar en la figura 3.6.

El tipo de elemento empleado para la malla es de tipo cuadrilátero lineal de 4 nodos con integración reducida. (CPS4R de la librería Abaqus). Las tres particiones de transición contiguas a la central también emplean elementos triangulares lineales de 3 nodos (CPS3R de la librería Abaqus)

para favorecer la convergencia de la malla. Ambos elementos tienen dos grados de libertad por nodo. Se supone un estado de tensión plana. Las mallas están formadas por entre 55000 y 100000 elementos dependiendo de la probeta a mallar.

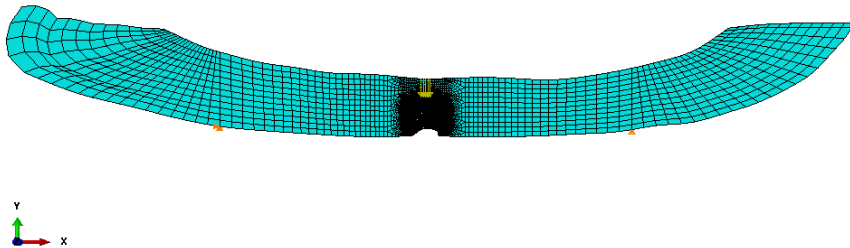


Figura 3.6: Mallado del modelo y condiciones de contorno aplicadas del ensayo 2.

Las condiciones de contorno se corresponden con las de un ensayo de flexión en tres puntos (figura 3.6). En el ensayo experimental se aplica una fuerza concentrada de 5 N en la parte superior central de la probeta. Para recrear de la forma más fidedigna posible esta carga, en la simulación numérica se aplican 5 fuerzas concentradas de 1 N muy cercanas entre sí de manera que no haya una singularidad en el nodo en el que se mide la carga y el desplazamiento (figura 3.6). De esta forma el desplazamiento obtenido se asemeja al desplazamiento real, en el cual la carga no se aplica en un punto/nodo sino que se “distribuye” en una pequeña zona. Además se impone un punto de empotramiento así como otro punto de restricción del desplazamiento en Y. La distancia entre los puntos de apoyo es de 10000 μm en todas las probetas.

3.2 PROPIEDADES ELÁSTICAS

Se consideran tres materiales diferentes en el modelo, según se trate de la osteona, matriz intersticial o línea cementante. El modelo de elementos finitos incluye distintas propiedades elásticas para las osteonas, matriz intersticial y línea cementante [5]. Es conocido que el tejido óseo presenta un grado de anisotropía importante. Sin embargo en el plano transversal bajo estudio en este trabajo no hay grandes diferencias en cuanto a propiedades, por lo que los tres materiales se pueden suponer isótropos. Un resumen de las propiedades elásticas y resistentes se puede encontrar en [7].

Osteona. En la literatura existen diferentes propuestas de distribución de los grupos de fibrilos de colágeno dentro de la lamela, siendo una de las más aceptadas actualmente la de 5 subcapas con espesores que varían entre 0.1 y 1.8 μm (véase [8] y las referencias allí contenidas). En [8] se calcula la matriz constitutiva del tejido lamelar, agrupando las subcapas en lamela delgada de 0.8 μm y lamela gruesa de 2.4 μm . A partir de los resultados de [8], se toma como valor inicial homogeneizado e isótropo una rigidez de la osteona $E_{ost} = 11.18 \text{ GPa}$ y como coeficiente de Poisson $\nu_{ost} = 0.3$.

Matriz intersticial. Está asociada con segmentos de antiguas osteonas que han sido sustituidas en el continuo proceso de la remodelación ósea [1]. Sus propiedades elásticas corresponden a las de un tejido más mineralizado que el de las osteonas secundarias. Existe consenso en la bibliografía en que el tejido intersticial tiene una rigidez aproximadamente entre 10 y 15% mayor que la de las osteonas [3,5]. Se ha supuesto que la rigidez es un 10% superior, por lo que $E_{inters} = 12.298 \text{ GPa}$ y $\nu_{inters} = 0.3$.

Línea cementante. La línea cementante se puede considerar la interfase entre la osteona y la matriz intersticial. Es muy delgada (aproximadamente 1 μm) comparada con áreas lamelares y su composición es aún un tema discutido en la bibliografía. Existen autores que sugieren que las fibras de colágeno no atraviesan las líneas cementantes y por ello representan el eslabón más débil del tejido óseo cortical. Según este planteamiento, se explica el fenómeno observado experimentalmente por el que las microgrietas tienden a seguir las líneas cementantes más que a atravesar osteonas o tejido intersticial [9], como sucede en este trabajo. En [4] se realiza un análisis de los constituyentes de la línea cementante y se sugiere que es una región de mineralización reducida. Esta composición es

consistente con la hipótesis de que la línea cementante constituye una interfaz relativamente débil con el tejido intersticial. Una interfaz débil entre la matriz (tejido intersticial) y las fibras (osteonas) conlleva poca capacidad de transmisión de esfuerzos, lo que promueve la iniciación de grietas en la línea cementante aunque ralentiza su crecimiento en el tejido intersticial. En la misma dirección, Turner et al. Analizan en [10] el comportamiento de la línea cementante en el tejido cortical mediante un modelo tridimensional y se afirma que para el caso de flexión las deformaciones aumentan en las interfaces pero las tensiones disminuyen. Estos autores consideran en [10] que $E_{cl} = 0.088$ GPa y $\nu_{cl} = 0.3$. Sin embargo, de acuerdo con M.G Ascenzi et al. [11] se ha supuesto que $E_{cl} = 3.3$ GPa y $\nu_{cl} = 0.3$ que son los valores inicialmente considerados en este trabajo. Otros autores suponen valores de rigidez aún mayores [7].

4 RESULTADOS NUMÉRICOS Y CALIBRACIÓN DE PROPIEDADES

4.1 RESPUESTA FUERZA DESPLAZAMIENTO

El primer objetivo del análisis es verificar la respuesta fuerza-desplazamiento del punto de aplicación de la carga en el renglo lineal. Un análisis preliminar de elementos finitos con los valores de rigidez propuestos en el apartado anterior muestra que el modelo numérico se comporta de forma mucho más rígida que los resultados obtenidos experimentalmente (el modelo numérico es hasta 32 veces más rígido). Teniendo en cuenta la simplicidad de las condiciones de contorno y que las dimensiones geométricas se han modelado con precisión, se debe variar la rigidez de las propiedades elásticas.

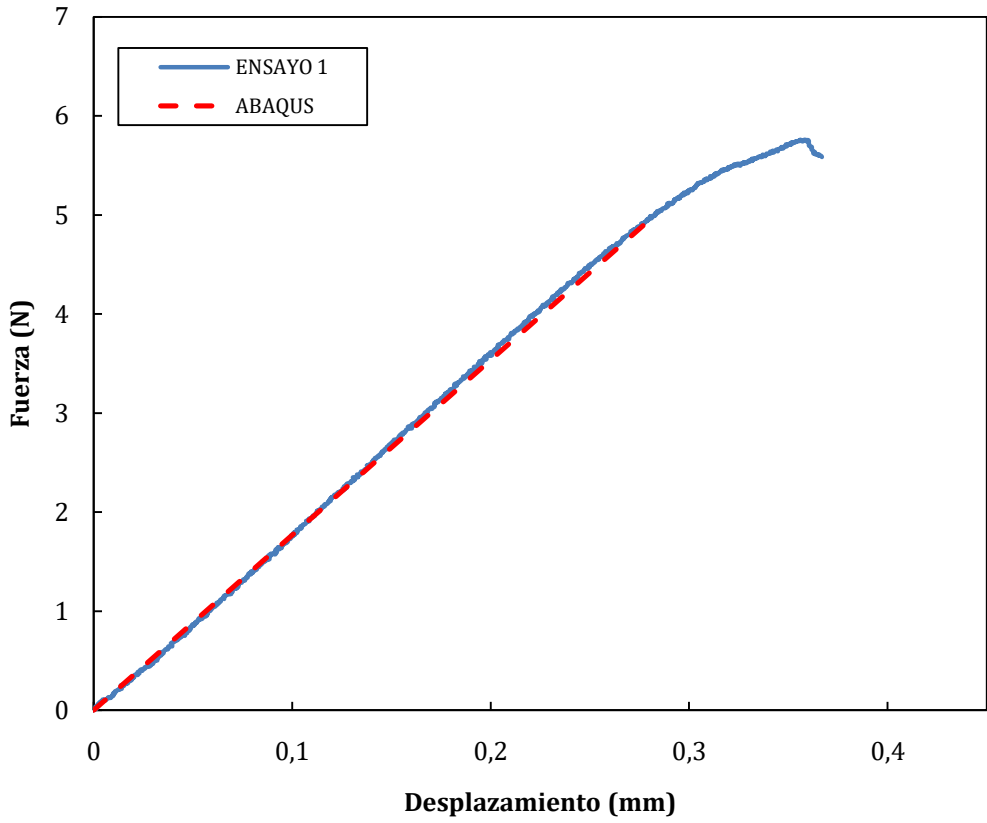


Figura 4.1: Respuesta fuerza-desplazamiento registrada en el ensayo 1 y respuesta del modelo numérico tras calibración y ajuste de propiedades.

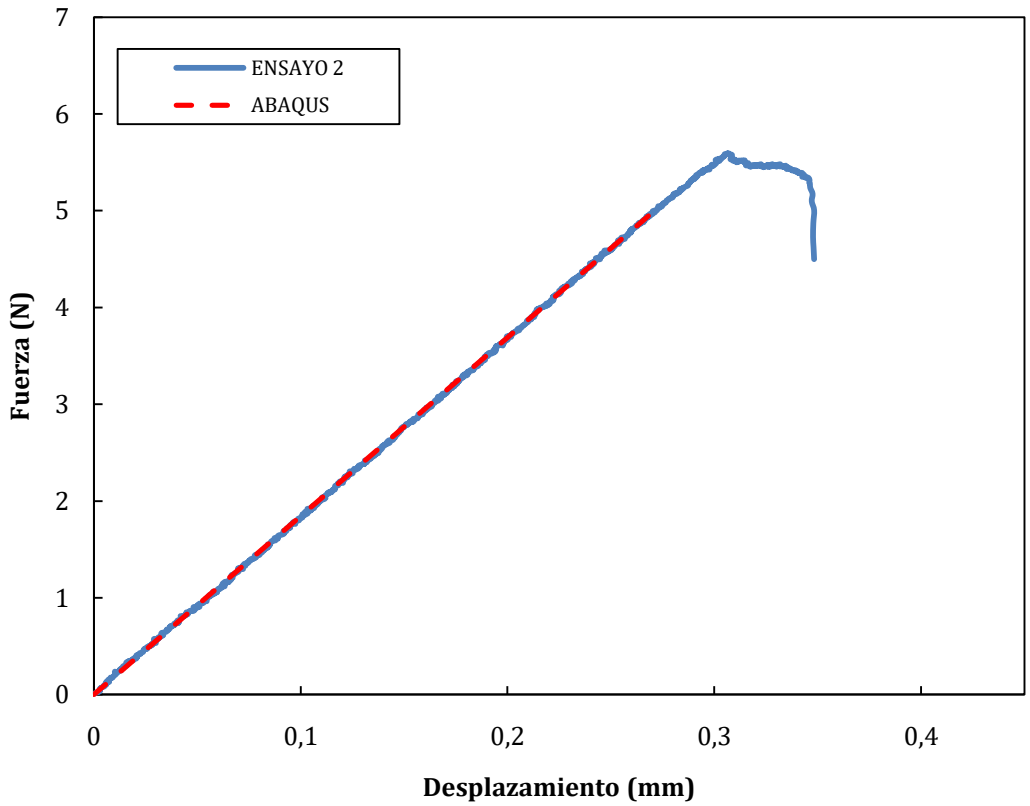


Figura 4.2: Respuesta fuerza-desplazamiento registrada en el ensayo 2 y respuesta del modelo numérico tras calibración y ajuste de propiedades.

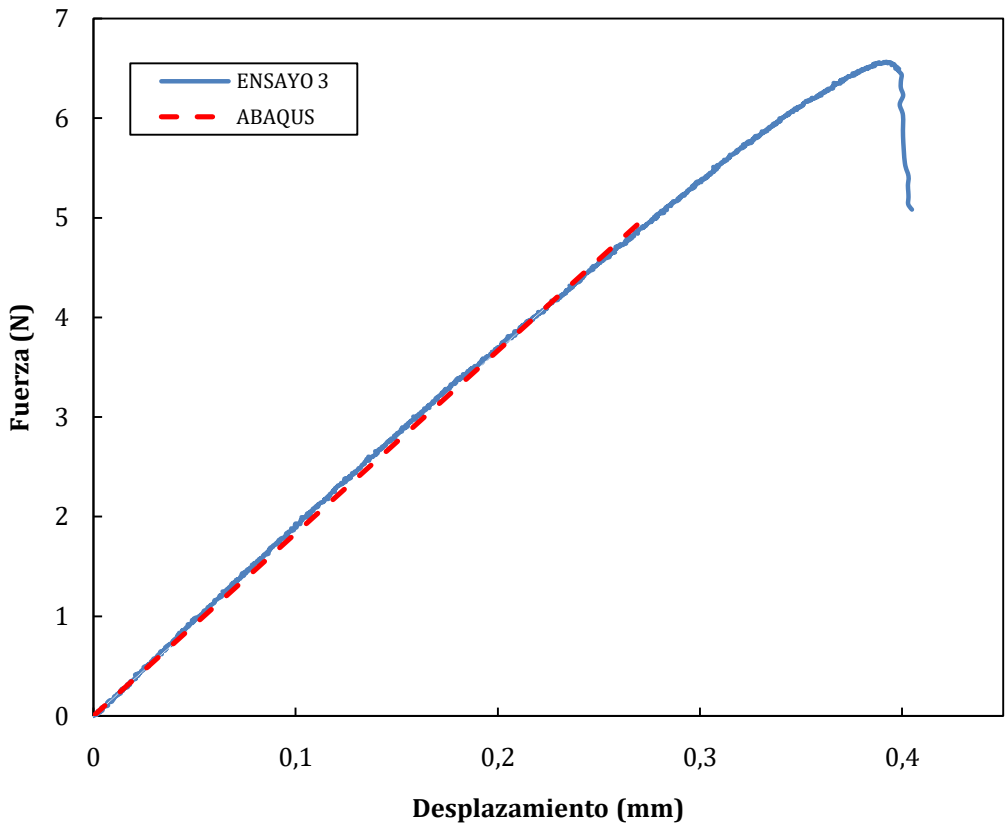


Figura 4.3: Respuesta fuerza-desplazamiento registrada en el ensayo 3 y respuesta del modelo numérico tras calibración y ajuste de propiedades.

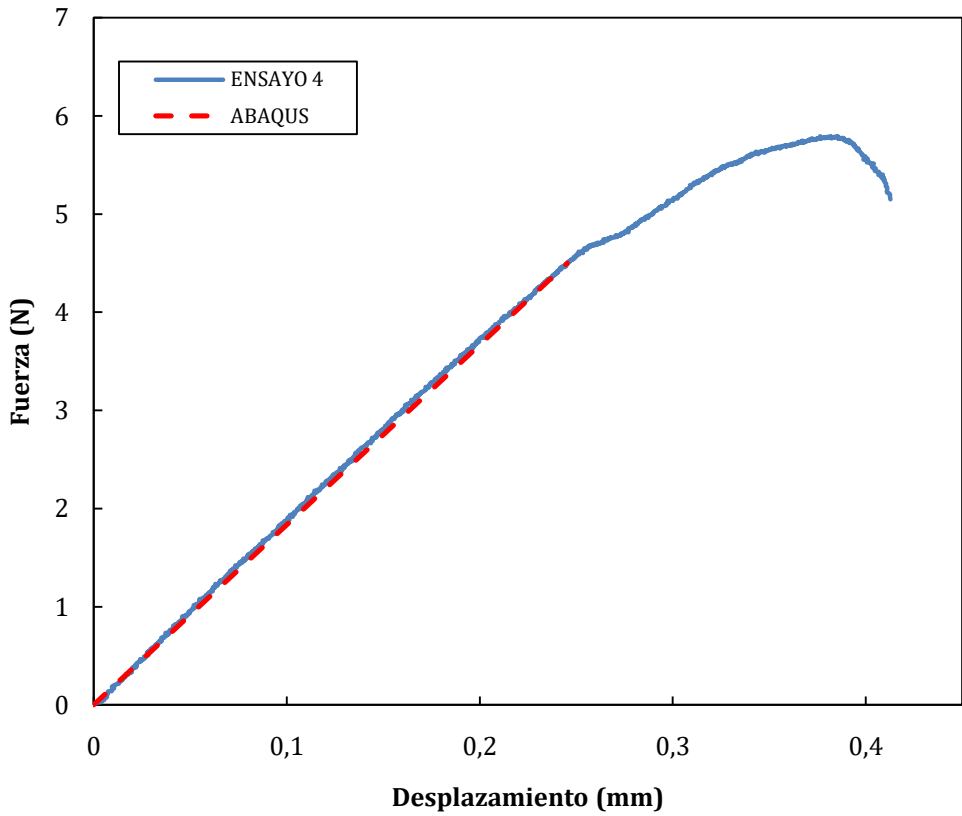


Figura 4.4: Respuesta fuerza-desplazamiento registrada en el ensayo 4 y respuesta del modelo numérico tras calibración y ajuste de propiedades

4.2 CALIBRACIÓN PROPIEDADES ELÁSTICAS

Tras el ajuste de propiedades, los nuevos módulos de elasticidad calibrados para cada una de las regiones de las cuatro probetas son los siguientes (tabla 4.1):

	E_{ost} (GPa)	E_{cl} (GPa)	E_{inters} (GPa)
Ensayo 1	0.7900	0.1041	0.8700
Ensayo 2	0.8244	0.1086	0.9068
Ensayo 3	0.8420	0.1110	0.9300
Ensayo 4	0.8384	0.1105	0.9222

Tabla 4.1: Módulos de elasticidad calibrados

El ajuste de la respuesta es ahora prácticamente el esperado, como se puede observar en las figuras 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4. Se concluye que el ensayo realizado en condiciones húmedas presenta una rigidez del tejido óseo notablemente menor que la documentada en literatura. Hay que tener en cuenta también que las osteonas presentan mayor rigidez en la dirección axial, dirección que no interviene en el ensayo realizado, ya que aquí únicamente es relevante la rigidez transversal de las osteonas.

4.3 CONCLUSIÓN

En cualquier caso, los valores obtenidos son relativamente cercanos a los valores proporcionados por Nobakhti, Limbert y Thurner [10], excepto para el caso de la rigidez de la matriz intersticial. En este trabajo se habla de un rigidez asociada a las osteonas de $E_{ost,transversal} = 0.15$ GPa, $E_{ost,longitudinal} = 5$ GPa, $E_{intersticial} = 13.7$ GPa y $E_{cl} = 0.088$ GPa, que para el caso que de $E_{ost,transversal}$ y E_{cl} son incluso menores que los aquí estimados tras la calibración, lo que demuestra que los valores obtenidos en estas dos regiones se pueden considerar admisibles.

5 MODELO DE DAÑO

5.1 MÉTODO DE LA MECÁNICA DE DAÑO CONTINUO.

La mecánica de daño continuo es una teoría constitutiva que describe la pérdida progresiva de la integridad del material debido a la propagación y unión de microgrietas, microporos y efectos similares. Estos cambios en la microestructura llevan a una degradación de la rigidez del material observada en la macroescala [14].

5.2 MODELO DE DAÑO EMPLEADO

El daño de hueso cortical es modelado con la degradación de sus propiedades mecánicas cuando se alcanzan valores críticos usando una subrutina de Abaqus.

Se ha propuesto que el proceso de fallo óseo está controlado por la deformación [12] y que la estructura ósea es fuertemente jerárquica [1,2], por lo que diferentes deformaciones críticas de daño han sido propuestas para cada componente.

En régimen cuasi-estático, la relación isotrópica de elasticidad basada en la mecánica de daño es expresada con [13]:

$$\sigma_{ij} = (1 - D)C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (1)$$

Donde D es la variable de daño, σ_{ij} son los componentes de la tensión, ε_{kl} las deformaciones y C_{ijkl} son los componentes tensores de elasticidad.

La subrutina de Abaqus implementada tiene una variable de estado (f), que es el criterio de daño. Ha sido elegida para depender de la deformación máxima principal (ver ecuación 2). Cuando los valores críticos de deformación son alcanzados $f \geq 1$ y las variables de daño cambian de no dañado a dañado, resultando en la degradación de la rigidez del material hasta el 1% (gráfica 4.1), para representar la “*smearred crack*”, modelando microgrietas [14].

$$f = \frac{\varepsilon_{p_{max},i}}{\varepsilon_i^c} \quad (2)$$

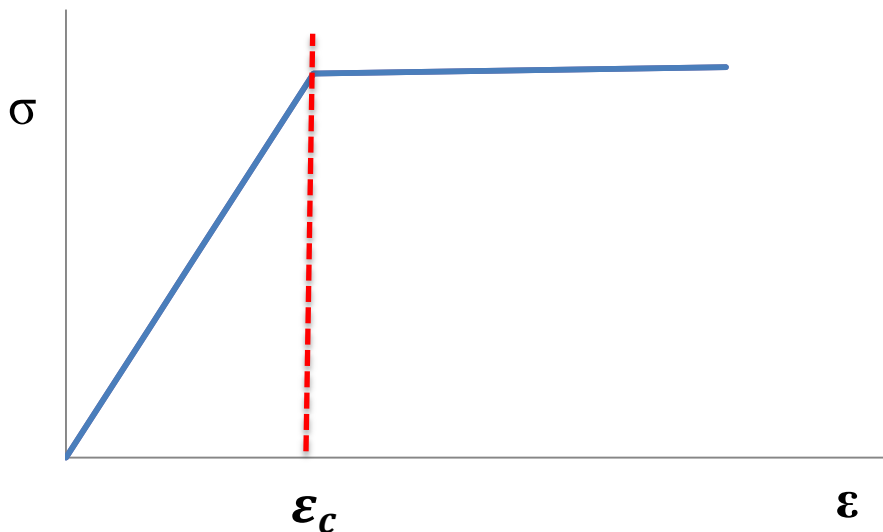


Figura 5.1: Degradación de la rigidez del material al 1% al alcanzar la deformación crítica

Donde $\epsilon_{p_{max},i}$ es la máxima deformación principal actual y ϵ_i^c la deformación crítica de daño de cada componente.

El método de modelado de daño implementado es dependiente de la malla y del número de incrementos, por lo que se ha llevado a cabo un análisis de sensibilidad atendiendo a estas dos variables. En cuanto a la dependencia de los incrementos de tiempo, los incrementos deben ser suficientemente pequeños para que la solución no varíe, mientras que la dependencia de la malla implica suficiente refinamiento de malla.

5.3 IMPLEMENTACIÓN EN ABAQUS

Para la implementación en Abaqus 6.12 del modelo de daño propuesto se utiliza una subrutina USDFLD (*User Defined Field*) programada en lenguaje FORTRAN. Dicha subrutina se ejecuta mediante un archivo batch.

Esta interfaz de subrutina permite al usuario definir variables de campo f_i en cada punto de integración de un elemento. La opción *User Defined Field* está incluida en la definición de los materiales (archivo input) en los que se pretende modelar el daño. En este caso se incluye en los 3 materiales: osteona, material intersticial y línea cementante.

La subrutina tiene acceso a las deformaciones principales máximas del ensayo en cada incremento por lo que las propiedades del material pueden ser función de los datos de la solución. Para ello se define la variable de estado, que evoluciona con los sucesivos incrementos del análisis.

El número de variables de estado (STATEV) se especifica con la opción DEPVAR, la cual indica que solo hay una variable de estado "F". Dicha variable es dependiente de la deformación máxima principal del punto de integración y de la deformación crítica del material (ecuación 2).

Por otro lado se define la variable de campo. En este caso es una variable dependiente de la variable de estado y que puede tener dos valores: 0 y 1.

Para especificar las variables de campo existentes (FV) en la subrutina se emplea el parámetro DEPENDENCIES en el archivo Input. El módulo de Young (E) es función de esa variable de campo. Si la variable de estado es menor que 1 entonces $FV=0$ y el material conserva su rigidez. Cuando la variable de estado es ≥ 1 entonces $FV=1$ hay fallo de material y la rigidez se degrada a un 1%.

Todo lo anterior se encuentra detallado en los anexos (capítulo 8).

5.4 RESULTADOS

Las figuras 5.2 y 5.3 muestran el campo de deformaciones alcanzado tras aplicar una fuerza creciente hasta 5 N, medida a través de la máxima deformación plana de las micromuestras 2 y 4. Se puede observar que el

valor máximo de deformación se alcanza en la línea cementante de la osteona más próxima a la entalla, es decir, la zona más proclive al fallo, tal como se ha visto experimentalmente (ver figura 2.4).

Además, se observa que las deformaciones principales máximas superiores al 15% aparecen (en rojo) en las líneas cementantes en el rango de carga estudiado en el modelo calibrado, por lo que la deformación crítica de fallo para la línea cementante se supondrá dentro de este orden de magnitud.

Con el fin de determinar los valores de la deformación crítica de fallo, se lleva a cabo un proceso iterativo de ensayo-error, analizando el itinerario de daño obtenido de acuerdo a los parámetros críticos escogidos, hasta que el patrón observado sea similar al de los ensayos experimentales. Por lo tanto, mediante análisis inverso, es posible determinar los parámetros críticos de daño para cada microcomponente considerado dentro del modelo de daño supuesto.

ε_i^c [%]	Osteona	Línea cementante	Intersticial
Test 2	17.00	17.40	8.45
Test 4	17.00	17.75	5.90

Tabla 5.1. Deformación crítica de fallo para cada componente

La estimación de la deformación crítica de cada componente se muestra en la tabla 5.1. Se observa que, en ambos test, los parámetros críticos obtenidos son similares para distintas morfologías en microescala, alcanzando valores críticos similares que llevan a los itinerarios de grieta obtenidos experimentalmente. Los valores críticos de deformación estimados para cada componente son aproximadamente un 17% para osteonas y líneas cementantes y alrededor de un 7% para material intersticial.

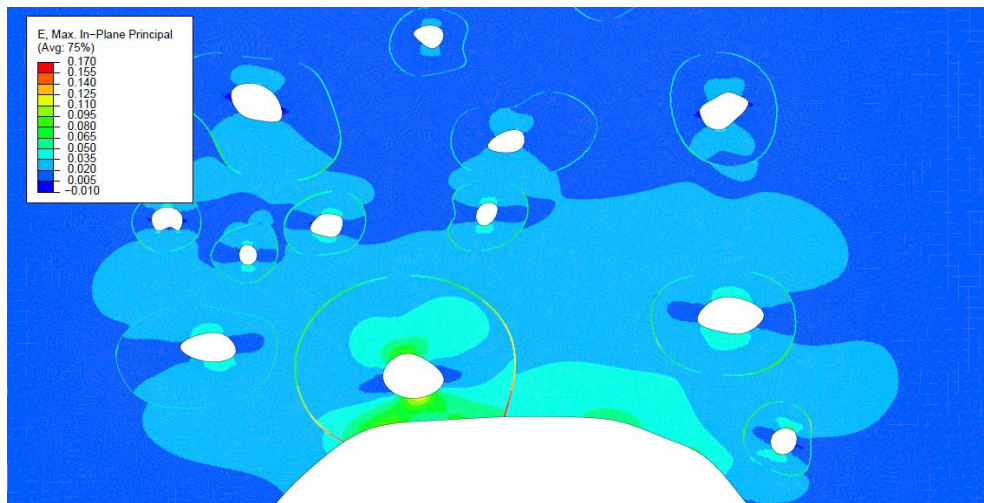


Figura 5.2: Deformación principal máxima en la zona de entalla de la probeta número 2 de hueso cortical de tibia de oveja, se muestran en rojo los valores superiores a 0.15

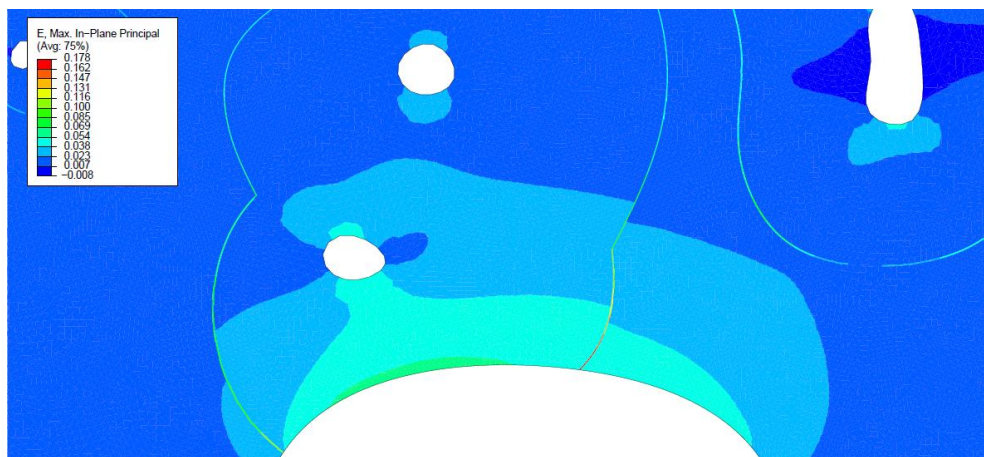


Figura 5.3: Deformación principal máxima en la zona de entalla de la probeta número 4 de hueso cortical de tibia de oveja, se muestran en rojo los valores superiores a 0.15

Las simulaciones se han llevado a cabo en Abaqus standard 6.12. con el fin de validar del modelo y la hipótesis inicial. El procedimiento se aplica a las muestras 2 y 4 en el ensayo de flexión en tres puntos, obteniendo una alta correlación con los resultados experimentales. Este método es capaz de representar la evolución del daño de forma precisa en una muestra cortical ovina, tal como se puede observar en las figuras 5.4 y 5.5.

Se puede observar en ambos ejemplos como las microgrietas aparecen, como se esperaba, en el componente más débil de la entalla, donde las deformaciones son más altas, es decir, las microgrietas se inician en la línea cementante más cercana a la entalla. Además, se ve claramente como las microgrietas evolucionan siguiendo la hipótesis inicial, de acuerdo con los datos experimentales: a lo largo de las líneas cementantes, a través del material intersticial y sin cruzar las osteonas.

La hipótesis inicial y el itinerario de daño obtenido parecen ser lógicos desde el punto de vista funcional del hueso a nivel microscópico porque protege el tejido cortical de la vascularización, que se produce en los conductos de Havers, localizados dentro de las osteonas. Las líneas cementantes, desde este punto de vista, constituyen un componente protector, debido a su baja rigidez en comparación con los otros componentes óseos a esta escala.

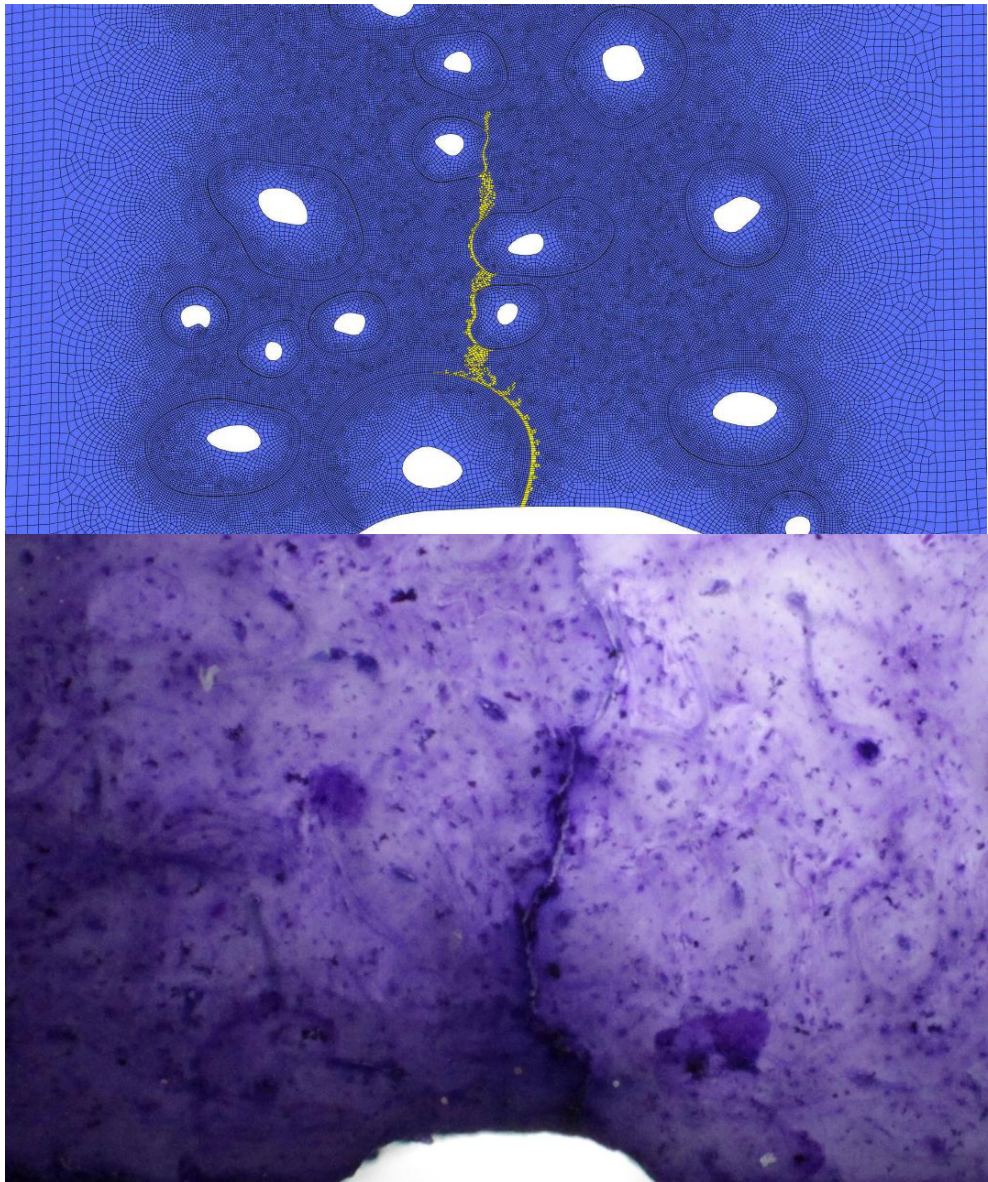


Figura 5.4: Comparación entre simulación y resultados experimentales de camino de grieta de la probeta 2

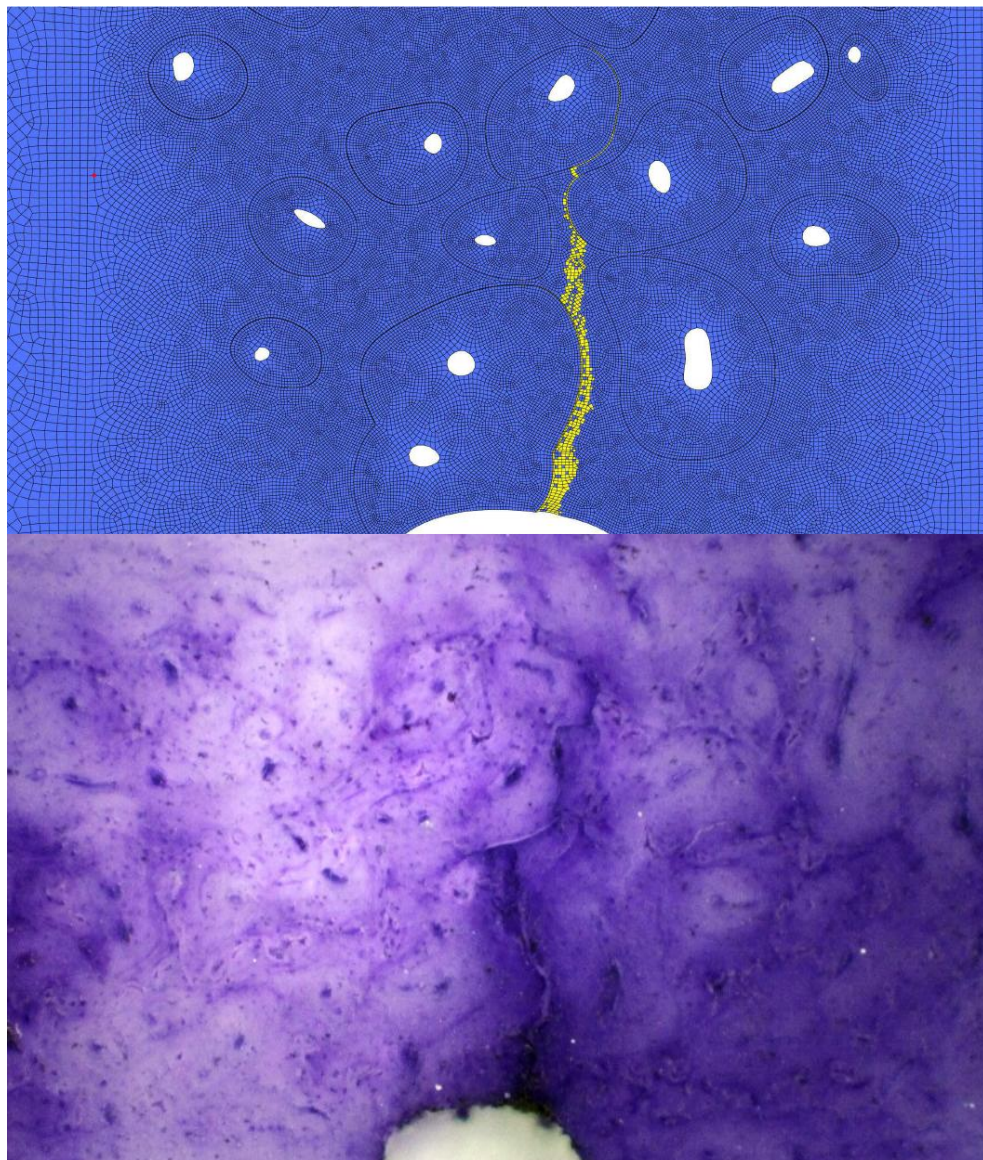


Figura 5.5: Comparación entre simulación y resultados experimentales de camino de grieta de la probeta 4

6 CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS

Resumen del capítulo:

En este capítulo se recogen las principales conclusiones extraídas de los capítulos anteriores y se enumeran posibles desarrollos futuros que continúan la línea de investigación en la que se enmarca la Tesina aquí presentada.

6.1 CONCLUSIONES

- Se ha llevado a cabo un ensayo a flexión de 3 puntos en muestras de tejido óseo cortical, junto con su modelado en elementos finitos.
- La geometría de las probetas y la morfología de las osteonas en la región de interés se han tenido en cuenta en el modelo numérico, distinguiendo entre tres componentes a nivel microscópico: osteonas, material intersticial y líneas cementantes.
- La respuesta fuerza-desplazamiento registrada experimentalmente ha permitido calibrar las propiedades elásticas de los microcomponentes considerados.
- Se ha demostrado que las propiedades elásticas calibradas son similares a las que arroja la documentación consultada, lo cual es útil por la dificultad para la estimación de estas propiedades experimentalmente y la vasta diversidad de valores encontrados en la literatura, para los cuales actualmente no hay un consenso.
- También se ha calibrado la deformación crítica de daño para cada microcomponente (osteona, material intersticial y línea cementante) resultando alrededor de 17% para las osteonas y líneas cementantes y sobre un 7% para el material intersticial.

- Se ha correlacionado con el método de la mecánica de daño continuo (para material isótropo, lineal y régimen cuasiestático) la iniciación de daño y su evolución con lo observado en los test experimentales.
- Tanto los resultados experimentales como las simulaciones numéricas han permitido verificar la hipótesis de que la aparición de microgrietas en tejido óseo cortical ensayado a flexión en 3 puntos está condicionada por las deformaciones, debido a los diferentes valores de rigidez de cada componente de la microestructura.
- Se ha evidenciado que la grieta evoluciona a lo largo de las líneas cementantes y cruzando el material intersticial, pero no las osteonas, reforzando la idea de que las líneas cementantes constituyen un elemento protector de las osteonas y la vascularización ósea.

6.2 DESARROLLOS FUTUROS

- Repetir ensayos de flexión en 3 puntos en un mayor número de muestras para tener un mayor número de resultados experimentales.
- Realizar más modelos numéricos y sus correspondientes calibraciones de propiedades elásticas así como deformaciones críticas de daño. De esta manera se reforzarían las conclusiones aquí extraídas.
- Asociar el mapa de daño obtenido con una propiedad intrínseca del material como es el ratio de liberación de energía.
- Implementar otros modelos de daño de manera que el proceso de daño no sea binario sino gradual, con diversos escalones de degradación de la rigidez.
- Realizar el mismo estudio partiendo de otras tipologías de ensayos experimentales que permitan obtener las propiedades a tracción o torsión.

7 BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. C. Cowin, Bone mechanics handbook, CRC Press, Boca Ratón, Florida, 2001.
- [2] D. Taylor, J.G. Hazenberg, T.C. Lee, Living with cracks: Damage and repair in human bone. *Nature Mater* 6, 263-268, 2007.
- [3] J. Rho, J. Currey. The anisotropic Young's modulus of equine secondary osteons and interstitial bone determined by nanoindentation. *J Exper Biology* 204, 1775-1781, 2001.
- [4] D.B. Burr, M.B. Schaffler, R.G. Frederickson. Composition of the cement line and its possible mechanical role as a local interface in human compact bone. *J Biomechanics* 21, 939-945, 1988.
- [5] S. Li, A. Abdel-Wahab, E. Demirci, V.V. Silberschmidt. Fracture process in cortical bone: X-FEM analysis of microstructured models. *Int J Fracture* 184 (2013) 43-55.
- [6] S.D. Bain, T.M. Impeduglia, C.T. Rubin. Cement line staining in undecalcified thin sections of cortical bone. *Stain technology* 65 (1990) 1-5.
- [7] C. Arango, E. Giner, A. Vercher, F.J. Fuenmayor. Modelado tridimensional del fallo progresivo de la microestructura del hueso cortical mediante elementos finitos. *Actas del XXXI Encuentro del Grupo Español de Fractura, San Lorenzo del Escorial* (2014).
- [8] A. Vercher, E. Giner, C. Arango, J.E. Tarancón, F.J. Fuenmayor. Homogenized stiffness matrices for mineralized collagen fibrils and lamellar bone using unit cell finite element models with periodic boundary conditions. *Biomech Model Mechanobiol* 13 (2014) 437-449.
- [9] J.G. Skedros, J.L. Holme, E.G. Vajda, R.D. Bloebaum. Cement lines of secondary osteons in human bone are not mineral-deficient: new data in a historical perspective. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 286 (2005) 781-803.

- [10] S. Nobakhti, G. Limbert, P.J. Thurner. Cement lines and interlamellar areas in compact bone as strain amplifiers contributors to elasticity, fracture toughness and mechanotransduction. *J Mech Behav Biomed Mat* 29 (2014) 235-251.
- [11] M.G. Ascenzi, N.P. Kavas, A. Lutz, D. Kardas, U. Nackenhorst, J.H. Keyak. Individual specific multiscale finite element simulation of cortical bone of human proximal femur. *J Comput Phys* 244 (2013) 298-311.
- [12] Nalla, R.K., Kinney, J.H., Ritchie, R.O., 2003. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nat Mater* 2, 164-168.
- [13] Lemaitre, J., 1985. A continuous damage mechanics model for ductile fracture. *J Eng Mater Technol* 107, 83-89.
- [14] Jirsek, M., 2011. Damage and smeared crack models. In Hofstetter, G. and Meschke, G., Numerical modeling of concrete cracking, CSIM courses and lectures, SpringerWienNewYork 532, 1-49.

8 ANEXOS

8.1 SUBROUTINA FORTRAN ABAQUS

Subrutina USDFLD de la probeta 2, utilizada para implementar el método de daño basado en deformaciones en Abaqus. Para cambiar el caso calculado se modifican los valores de deformación crítica marcados en negrita. Programada en FORTRAN.

```

SUBROUTINE
USDFLD(FIELD,STATEV,PNEWDT,DIRECT,T,CELENT,TIME,DTIME,
  1 CMNAME,ORNAME,NFIELD,NSTATV,NOEL,NPT,LAYER,KSPT,KSTEP,KINC,
  2 NDI,nshr,coord,jmac,jmtyp,matlayo,laccflg)
C
  INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'
C
  CHARACTER*80 CMNAME,ORNAME
  CHARACTER*3 FLGRAY(15)
  DIMENSION FIELD(NFIELD),STATEV(NSTATV),DIRECT(3,3),T(3,3),TIME(2),
*   coord(*),jmac(*),jmtyp(*)
  DIMENSION ARRAY(15),JARRAY(15)
C
C Empieza aquí
C MATERIAL AND STRENGTH PARAMETERS
  PARAMETER(ECC=17.4e-2,ECI=8.45e-2,ECO=17e-2)
C
C
C INITIALIZE FAILURE FLAGS FROM STATEV.
  F = STATEV(1) !Variable de estado
C
C GET STRESSES AND STRAINS FROM PREVIOUS INCREMENT
  CALL GETVRM('EP',ARRAY,JARRAY,FLGRAY,jrcd,
$   jmac, jmtyp, matlayo, laccflg)
  EP3 = ARRAY(3)
C
C
  IF (F .LT. 1) THEN
    IF (EP3 .GT. 0.) THEN
      IF (CMNAME .EQ. 'CEMENTLINE') THEN
        F=(EP3/ECC)
      ELSE IF (CMNAME .EQ. 'INTERSTICIAL') THEN

```

```

                                F=(EP3/ECI)
                                ELSE IF (CMNAME .EQ. 'OSTEONA') THEN
                                F=(EP3/ECO)

                                ENDIF
                                STATEV(1)=F
                                ENDIF
                                ENDIF
C
C
C
IF (F .LT. 1) THEN
    FIELD(1)=0 ! si no falla, field=FV1=0
ELSE
    FIELD(1)=1 ! si falla, field=FV1=1
ENDIF
C
RETURN
END

```

8.2 ARCHIVO INPUT ABAQUS

Archivo input de abaqus para el modelo de la probeta 2. Para cambiar el caso calculado se modifican los valores de Material, destacados en negrita. Los comandos escritos llaman a la subrutina y la subrutina devuelve los valores correspondientes. Se han incluido únicamente aquellas partes que se consideran importantes para la explicación del modelo de daño y las condiciones de la simulación.

```

*Heading
** Job name: Sensibilidad1 Model name: Model-1
** Generated by: Abaqus/CAE 6.13-3
*Preprint, echo=NO, model=NO, history=NO, contact=NO
**
** MATERIALS
**
*Material, name=CEMENTLINE

```

```

*Depvar
  1,
*Elastic, dependencies=1
0.000108689, 0.3, , 0.
0.000001086, 0.3, , 1.
*User Defined Field
*Material, name=INTERSTICIAL
*Depvar
  1,
*Elastic, dependencies=1
0.000906793, 0.3, , 0.
0.00000906793, 0.3, , 1.
*User Defined Field
*Material, name=OSTEONA
*Depvar
  1,
*Elastic, dependencies=1
0.0008243574, 0.3, , 0.
0.000008243574, 0.3, , 1.
*User Defined Field
** -----
**
** STEP: Step-1
**
*Step, name=Step-1, nlgeom=NO, inc=10000
*Static, direct
0.001, 1
**
** BOUNDARY CONDITIONS
**

```

```
** Name: BC-1 Type: Displacement/Rotation
*Boundary
Apoyo_1, 1, 1
Apoyo_1, 2, 2
** Name: BC-2 Type: Displacement/Rotation
*Boundary
Apoyo_2, 2, 2
**
** LOADS
**
** Name: Load-1 Type: Concentrated force
*Cload
Load_Point, 2, -5.
**
*EL PRINT, POSITION=INTEGRATION POINTS, FREQUENCY=10
EP3,SDV,FV
** OUTPUT REQUESTS
**
*Restart, write, frequency=0
**
** FIELD OUTPUT: F-Output-1
**
*Output, field
*Node Output
RF, U
*Element Output
SDV,FV
S,E
**
** HISTORY OUTPUT: H-Output-1
```

**

*Output, history

*Node Output, nset=Load_Point

CF2, U2

*End Step