



Universidad de Oviedo  
*Universidá d'Uviéu*  
*University of Oviedo*

Programa de Doctorado en Materiales

---

Análisis del comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Influencia de distintas variables.

---

TESIS DOCTORAL

Covadonga Quintana Barcia

Diciembre 2020



Universidad de Oviedo  
*Universidá d'Uviéu*  
*University of Oviedo*

Programa de Doctorado en Materiales

---

Análisis del comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Influencia de distintas variables.

---

TESIS DOCTORAL

Directoras de tesis

Dra. Dña. Cristina Rodríguez González

Dra. Dña. Inés Peñuelas Sánchez



## RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español: Análisis del comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Influencia de distintas variables.	Inglés: Mechanical behaviour analysis in the tibia-plasty-screw ensemble for the anterior cruciate ligament reconstruction. Influence of different variables.
2.- Autora	
Nombre: Covadonga Quintana Barcia	DNI: 3
Programa de Doctorado: Materiales	
Órgano responsable: Comisión Académica Programa Doctorado en Materiales	

### RESUMEN (en español)

Este trabajo forma parte de una investigación cuyo principal objetivo es la optimización y personalización de la reconstrucción de LCA utilizando un modelo numérico que simula dicha operación. Los parámetros que caracterizan a cada paciente se pueden modificar geométrica y mecánicamente. Con este objetivo, se lleva a cabo un extenso procedimiento experimental para caracterizar mecánicamente los materiales que intervienen en la reconstrucción (hueso-plastia-tornillo). Este procedimiento parte de la recolección de material biológico y no biológico, aplicando ensayos SPT al hueso cortical, así como ensayos de compresión al hueso trabecular y al tornillo interferencial. La respuesta mecánica de la plastia se obtuvo realizando ensayos de tracción uniaxial, analizando su deformación con el uso de técnicas de correlación de imágenes digitales (DIC). Este proceso permitió definir parámetros como el módulo elástico y el coeficiente de Poisson. Esta técnica, nueva en el campo de la biomecánica, permitirá desarrollar un modelo de comportamiento del conjunto hueso-plastia-tornillo mucho más preciso.

Utilizando herramientas de cálculo por elementos finitos, se compara el comportamiento de los distintos casos de estudio dependiendo de la calidad ósea, de las condiciones geométricas de la reconstrucción y finalmente, de los modelos constitutivos elegidos para el hueso trabecular. Dado que la calidad ósea del paciente afecta a la densidad del hueso y, por tanto, a su módulo elástico, se ha llevado a cabo un estudio comparando tres posibles casos de edad (joven, adulto y anciano) para observar el efecto de la calidad del hueso trabecular sobre la posterior respuesta de la fijación en la inserción tibial de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior. Estos resultados ayudarán en el preoperatorio, pudiendo elegir previamente a la realización de la operación los parámetros geométricos clave: relaciones de diámetros entre el tornillo interferencial, diámetro del túnel tibial y la elección del tendón sustituto en cada caso de estudio.

### RESUMEN (en Inglés)

This work is part of a research whose main objective is the optimization and personalization of anterior cruciate ligament reconstructions (ACL) from a numerical model based on the simulation of the aforementioned reconstruction. The parameters that characterize each patient can be modified, both geometrically and mechanically. For this purpose, an extensive experimental procedure is developed focused on the biomechanical characterization of the elements involved in the reconstruction (bone-plasty-screw). Using in vitro samples of all the elements, the experimental procedure begins with the use of SPT for the mechanical characterization of cortical bone, as well as compression tests for the characterization of cancellous bone and interference screw. The mechanical response of the plasty will be carried out by subjecting it to uniaxial tensile loads analysing its deformation with the use of digital image correlation techniques (DIC). This allows defining parameters such as the elastic modulus or the Poisson's coefficient. These new techniques in the biomechanics field will allow



Universidad de Oviedo  
*Universidá d'Uviéu*  
*University of Oviedo*

the development of much more precise bone-plasty-fixation behaviour models than the current ones.

The present research compares, using FEA tools, the different behaviour of the anterior cruciate ligament reconstruction depending on the bone quality of the patient. It is known that the age of the patient and the risk of osteoporosis can affect the density of the bone, and thus, the elastic modulus of the material. With these basis, the aim of this work is to give an approach of how the quality of the cancellous bone affects the later response of the fixation in ACL reconstructions, focusing on the tibia-graft-screw assembly. This will help with the preoperative, choosing the best relation between the diameter of the interferential screw, the diameter of the tibiae tunnel and the election of the graft in each case.

**SR. PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DEL PROGRAMA DE DOCTORADO EN MATERIALES**

*A mis padres, Fini y Jose,  
a mi hermano, Pablo,  
a mis amigos y compañeros  
por su ilimitada comprensión y ayuda.*

## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, deseo expresar mi más profundo agradecimiento a mi directora de tesis, la catedrática Cristina Rodríguez, por la dedicación y apoyo que me ha brindado para realizar este trabajo y por la dirección y el rigor que ha facilitado en todo momento desde mi entrada en el grupo de investigación. Me has guiado, enseñado y formado para poder entregar esta tesis doctoral, y, además, aprender tantas cosas de caracterización experimental de materiales, algo que nunca hubiera imaginado cuando empecé a estudiar, con aquella temida asignatura de materiales. Asimismo, a mi codirectora, Inés Peñuelas, que me ha proporcionado las herramientas necesarias para iniciar la parte numérica de la presente tesis. Agradecer a ambas el respeto que han mostrado siempre a mis sugerencias e ideas.

También me gustaría mencionar a Antonio Maestro, que planteó la necesidad médica de conocer más acerca de la problemática que en esta tesis se plantea y gracias a ello, he podido trabajar estos años en un tema tan interesante. Gracias por tu incombustible sentido del humor, humildad y amabilidad.

Agradecer a Paco (supermercados MasyMas) su infinita disponibilidad para cortar y preparar todos los huesos y tendones de cerdo y por facilitarnos tanto la tarea.

No puedo olvidarme de aquellas personas que me han ayudado, tanto académica como anímicamente, en momentos donde no parecía haber demasiada luz ni claridad. Por todo ello, gracias, tanto a los profesores Covadonga Betegón y Miguel Muñoz, como a los colegas y egresados de laboratorio: Guille, Sergio, Miguel Lozano, Isma, Adri, Rebeca, Silvia y Tomás. Agradecer también a Rober, maestro de nuestro laboratorio, su inestimable ayuda, paciencia y generosidad.

Deseo expresar también mi más profundo agradecimiento a aquellos que tan amigablemente me acogieron en mi estancia en Zaragoza. Tanto a las profesoras Begoña Calvo y Estefanía Peña, como a todos los estudiantes de doctorado de la sala (y Julio), que lograron que todo fuese más fácil desde el primer día. Nunca olvidaré las comidas de grupo, los “juevintxos” y las charlas a media mañana de cualquier tema excepto la tesis. No puedo dejar de mencionar a Alfonso y a Dariel, encargados del funcionamiento del cluster en la Universidad de Zaragoza, sin ellos, esto no hubiera sido posible, literalmente.

Gracias a mis amigos, a los que puedo ver a menudo y a aquellos, que desde que tuve el placer de conocer durante mi estancia Ferrol para realizar mi Trabajo Fin de Máster, no han dejado de llenar de risas y buenos momentos mi camino. También a Edu, que, aunque ha visto solo la recta final de esta etapa, ha sido un pilar fuerte para mí. Gracias por el apoyo y la fe ciega en mis capacidades, tan necesaria cuando fallan las fuerzas y la confianza en una misma.

Finalmente, y no por ello menos importante, gracias a mi familia, especialmente a mis padres y mi hermano. Me han aconsejado, apoyado y, sobre todo, aguantado siempre, ayudándome mucho más de lo que ellos pueden imaginar. Son la imagen de la bondad, amabilidad y entrega. Seguiré aprendiendo eternamente de vosotros.

A todos, muchas gracias.

## RESUMEN

Esta tesis, titulada “Análisis del comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Influencia de distintas variables” forma parte de una investigación cuyo principal objetivo es la optimización y personalización de la reconstrucción de LCA utilizando un modelo numérico que simula dicha operación. Los parámetros que caracterizan a cada paciente se pueden modificar geométrica y mecánicamente. Con este objetivo, se lleva a cabo un extenso procedimiento experimental para caracterizar mecánicamente los materiales que intervienen en la reconstrucción (hueso-plastia-tornillo). Este procedimiento parte de la recolección de material biológico y no biológico, aplicando ensayos SPT al hueso cortical, así como ensayos de compresión al hueso trabecular y al tornillo interferencial. La respuesta mecánica de la plastia se obtuvo realizando ensayos de tracción uniaxial, analizando su deformación con el uso de técnicas de correlación de imágenes digitales (DIC). Este proceso permitió definir parámetros como el módulo elástico y el coeficiente de Poisson. Esta técnica, nueva en el campo de la biomecánica, permitirá desarrollar un modelo de comportamiento del conjunto hueso-plastia-tornillo mucho más preciso.

Utilizando herramientas de cálculo por elementos finitos, se compara el comportamiento de los distintos casos de estudio dependiendo de la calidad ósea, de las condiciones geométricas de la reconstrucción y finalmente, de los modelos constitutivos elegidos para el hueso trabecular. Dado que la calidad ósea del paciente afecta a la densidad del hueso y por tanto, a su módulo elástico, se ha llevado a cabo un estudio comparando tres posibles casos de edad (joven, adulto y anciano) para observar el efecto de la calidad del hueso trabecular sobre la posterior respuesta de la fijación en la inserción tibial de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior.

Estos resultados ayudarán en el preoperatorio, pudiendo elegir previamente a la realización de la operación los parámetros geométricos clave: relaciones de diámetros entre el tornillo interferencial, diámetro del túnel tibial y la elección del tendón sustituto en cada caso de estudio.

**Palabras clave:** LCA, cortical, trabecular, plastia, SPT, DIC, FEA

## ABSTRACT

This work is part of a research whose main objective is the optimization and personalization of anterior cruciate ligament reconstructions (ACL) from a numerical model based on the simulation of the aforementioned reconstruction. The parameters that characterize each patient can be modified, both geometrically and mechanically. For this purpose, an extensive experimental procedure is developed focused on the biomechanical characterization of the elements involved in the reconstruction (bone-plasty-screw). Using in vitro samples of all the elements, the experimental procedure begins with the use of SPT for the mechanical characterization of cortical bone, as well as compression tests for the characterization of cancellous bone and interference screw. The mechanical response of the plasty will be carried out by subjecting it to uniaxial tensile loads analysing its deformation with the use of digital image correlation techniques (DIC). This allows defining parameters such as the elastic modulus or the Poisson's coefficient. These new techniques in the biomechanics field will allow the development of much more precise bone-plasty-fixation behaviour models than the current ones.

The present research compares, using FEA tools, the different behaviour of the anterior cruciate ligament reconstruction depending on the bone quality of the patient. It is known that the age of

the patient and the risk of osteoporosis can affect the density of the bone, and thus, the elastic modulus of the material. With these basis, the aim of this work is to give an approach of how the quality of the cancellous bone affects the later response of the fixation in ACL reconstructions, focusing on the tibia-graft-screw assembly. This will help with the preoperative, choosing the best relation between the diameter of the interferential screw, the diameter of the tibiae tunnel and the election of the graft in each case.

**Keywords:** LCA, cortical, trabecular, tendon, SPT, DIC, FEA



# ÍNDICE

Agradecimientos .....	iii
Resumen .....	v
Índice.....	vii
Lista de Figuras .....	xi
Lista de Tablas.....	xvii
Lista de Acrónimos.....	xix
Lista de Símbolos .....	xxi
1. Introducción.....	1.1
1.1    Introducción.....	1.3
1.2    Problemática en la intervención de ligamento cruzado anterior.....	1.3
1.3    Objetivos de la investigación .....	1.5
1.4    Estructura de la tesis.....	1.5
Referencias.....	1.7
2. Antecedentes.....	2.1
2.1    Introducción.....	2.3
2.2    Intervención quirúrgica para la reconstrucción de LCA .....	2.3
2.2.1    Técnica quirúrgica.....	2.4
2.3    Materiales intervinientes en la reconstrucción.....	2.5
2.3.1    Tendones y ligamentos .....	2.5
2.3.2    Fijaciones .....	2.7
2.3.3    Huesos.....	2.8
2.4    Caracterización mecánica de materiales biológicos.....	2.16
2.5    Obtención de la geometría anatómica y asignación de materiales .....	2.19
2.6    Aplicaciones FEM para la simulación de reconstrucciones de LCA .....	2.20
Referencias.....	2.25
3. Caracterización mecánica de los materiales .....	3.1
3.1    Introducción.....	3.3
3.2    Materiales.....	3.3
3.3    Caracterización experimental.....	3.4
3.3.1    Tendones .....	3.4
3.3.2    Hueso trabecular .....	3.7

3.3.3	Hueso cortical.....	3.13
3.3.4	Caracterización mecánica de tornillos interferenciales .....	3.16
3.4	Resultados y discusión .....	3.18
3.4.1	Tendones .....	3.18
3.4.2	Hueso trabecular .....	3.21
3.4.3	Hueso cortical.....	3.29
3.4.4	Tornillos interferenciales.....	3.34
3.5	Resumen.....	3.36
Referencias.....		3.37
4.	Modelos constitutivos.....	4.1
4.1	Introducción .....	4.3
4.2	Modelo del tendón (plastia).....	4.3
4.2.1	Comportamiento hiperelástico en tejidos blandos.....	4.4
4.2.2	Definición del modelo del tendón.....	4.7
4.3	Hueso trabecular .....	4.10
4.3.1	Modelos plásticos isótropo (von Mises) y ortótropo (Hill) .....	4.11
4.3.2	Modelos de plasticidad dependientes de la componente hidrostática: Crushable Foam con endurecimiento Volumétrico .....	4.15
4.4	Hueso cortical y tornillo interferencial.....	4.24
4.5	Resumen.....	4.25
Referencias.....		4.26
5.	Modelo de elementos finitos .....	5.1
5.1	Introducción .....	5.3
5.2	Modelo geométrico.....	5.3
5.3	Materiales.....	5.5
5.4	Tipo de elemento y mallado de las partes .....	5.6
5.5	Condiciones de contorno y contactos.....	5.7
5.5.1	Condiciones de contorno .....	5.7
5.5.2	Propiedades de interacción (Interaction properties Abaqus®v6.12).....	5.8
5.6	Definición del problema: pasos de cálculo .....	5.9
5.7	Resultados de interés .....	5.9
5.8	Influencia del modelo constitutivo del hueso trabecular .....	5.15
5.9	Resumen.....	5.21
Referencias.....		5.22

6.	Análisis numérico del efecto de distintas variables en la reconstrucción de LCA.....	6.1
6.1	Introducción.....	6.3
6.2	Influencia del diámetro del túnel tibial .....	6.3
6.3	Influencia de la edad.....	6.16
6.4	Influencia del ángulo de entrada del tornillo interferencial .....	6.25
6.5	Resumen y conclusiones.....	6.28
	Referencias.....	6.29
7.	Conclusiones .....	7.1
7.1	Conclusiones .....	7.3
	Referencias.....	7.7
A.	Apéndices.....	
A.1	Digitalizado de hueso tibial de origen porcino .....	A.3
A.2	Reconstrucción de LCA con modelo de von Mises para hueso trabecular .....	A.5
A.3	Influencia del diámetro de túnel tibial en un individuo joven .....	A.42
A.4	Influencia del diámetro de túnel tibial en un individuo adulto.....	A.46
A.5	Imágenes DIC del ensayo de indentación sobre hueso trabecular .....	A.48



## LISTA DE FIGURAS

Fig. 2.1. Artroscopia de rodilla. Fuente: <a href="http://www.cienciadelentrenamiento.com">www.cienciadelentrenamiento.com</a> .....	2.3
Fig. 2.2. Estructura jerárquica de un tendón (Biewener, 2008) .....	2.5
Fig. 2.3. Fijación tibial mediante tornillos interferenciales (Järvelä et al., 2018) .....	2.7
Fig. 2.4. Estructura jerárquica del hueso por Rho et al (1998): (a) Hueso cortical y trabecular; (b) Osteones; (c) láminas; (d) fibras de colágeno ensambladas; (e) cristales minerales, moléculas de colágeno y proteínas.....	2.9
Fig. 2.5. Microarquitectura del hueso trabecular (Hildebrand et al., 1999). .....	2.11
Fig. 2.6. Bilinealidad del hueso trabecular basada en el criterio de (Niebur et al., 2000). .....	2.15
Fig. 2.7. Curva de tracción tensión-deformación del comportamiento de las fibras de colágeno en tendones (Sensini and Cristofolini, 2018).....	2.17
Fig. 2.8. Configuración del ensayo SPT con pisador .....	2.18
Fig. 2.9. Generación de un modelo en 3D a partir de imágenes médicas (Nikolopoulos et al., 2020) .....	2.19
Fig. 2.10. Modelo computacional de la rodilla a partir de imágenes MR (Suggs et al., 2003).....	2.21
Fig. 2.11. Tensiones principales máximas en la articulación de la rodilla: (a) rodilla sana; (b) rodilla lesionada (Peña et al., 2005) .....	2.21
Fig. 2.12. Modelo de elementos finitos realizado por (Ramaniraka et al., 2007) .....	2.22
Fig. 2.13. Resultado modelo de elementos finitos de (Chizari and Wang, 2009) .....	2.22
Fig. 2.14. Modelo de elementos finitos en vista sagital. Puntos de referencia (Halonen et al., 2016) .....	2.23
Fig. 2.15. Recomendaciones de la posición del túnel femoral (Kang and Bae, 2017) .....	2.24
Fig. 2.16. Modelo de elementos finitos de la rodilla. (a) vista posterior; (b) representación esquemática de las fuerzas y momentos; (c) localización de los puntos de inserción de ligamentos (Completo et al., 2019) .....	2.24
Fig. 3.1. Ensayo de tracción uniaxial sobre tendón .....	3.5
Fig. 3.2. Tendón descongelado e hidratado .....	3.5
Fig. 3.3. Tendón pintado fijado en mordazas .....	3.6
Fig. 3.4. Secciones de huesos: a) longitudinales y transversales de fémur, b) transversal de tibia .....	3.7
Fig. 3.5. Extracción de las probetas: a) equipamiento utilizado, b) esquema del troquel diseñado para la extracción.....	3.8
Fig. 3.6. Probetas de hueso trabecular extraídas por troquelado.....	3.8
Fig. 3.7. Imagen de un ensayo de compresión uniaxial.....	3.9
Fig. 3.8. Imágenes del dispositivo utilizado en los ensayos de compresión con videocorrelación .....	3.10
Fig. 3.9. Imágenes de ensayo de compresión confinada.....	3.11
Fig. 3.10. Ensayo de indentación sobre hueso trabecular utilizando DIC .....	3.12
Fig. 3.11. Probetas de hueso trabecular en dirección longitudinal.....	3.12
Fig. 3.12 Ensayo SPT. Configuración sin pisador (Quintana et al., 2019) .....	3.13
Fig. 3.13. Zona de extracción de las probetas de hueso cortical.....	3.14

Fig. 3.14. Ensayo SPT: a) muestras SPT hueso cortical, b) disposición de muestras sobre matriz SPT, c) instantánea del ensayo SPT .....	3.14
Fig. 3.15. Modelo numérico ensayo SPT para probetas de hueso cortical .....	3.15
Fig. 3.16. Ensayo de microIndentación (Shimadzu, 2009) .....	3.16
Fig. 3.17. Caracterización dimensional del tornillo interferencial .....	3.17
Fig. 3.18. Ensayo de compresión lateral al tornillo interferencial .....	3.17
Fig. 3.19. Modelo numérico del ensayo de compresión del tornillo interferencial .....	3.18
Fig. 3.20. Fallo del tendón sujeto por la zona de sujeción .....	3.19
Fig. 3.21. Imágenes de los tendones durante el ensayo de tracción uniaxial .....	3.19
Fig. 3.22. Curva tensión-deformación representativa de los tendones ensayados (a); Distribución de tensiones en Aramis (b).....	3.20
Fig. 3.23 Curvas compresión-deformación de tibia trabecular longitudinal .....	3.22
Fig. 3.24 Curvas compresión-deformación de tibia trabecular transversal.....	3.22
Fig. 3.25. a) Curvas tensión-deformación DIC vs COD; b) Zona de medida de deformaciones ..	3.23
Fig. 3.26. Curvas compresión-deformación fémur trabecular longitudinal (corte transversal) .	3.25
Fig. 3.27. Curvas compresión-deformación fémur trabecular transversal (corte longitudinal) .	3.25
Fig. 3.28. Curvas representativas de los ensayos de compresión confinada vs uniaxial .....	3.26
Fig. 3.29. Curva carga-desplazamiento del ensayo de indentación sobre hueso trabecular .....	3.27
Fig. 3.30. Estado de deformaciones de la probeta de hueso trabecular porcino sometida a un ensayo de indentación con ARAMIS .....	3.28
Fig. 3.31. Curva Carga-desplazamiento hueso cortical. a) Tibias; b) Fémures.....	3.29
Fig. 3.32. Aspecto de la rotura de una probeta SPT de hueso cortical (tibia).....	3.30
Fig. 3.33. Curvas SPT de hueso cortical tibial procedente de dos tibias diferentes .....	3.32
Fig. 3.34. Comparativa curva experimental Tibia1 con análisis numérico.....	3.33
Fig. 3.35. Comparativa curva experimental Tibia2 con análisis numérico.....	3.33
Fig. 3.36. Curva carga-desplazamiento ensayo a compresión del tornillo interferencial.....	3.35
Fig. 3.37. Comparación curvas numéricas y experimentales del ensayo de compresión del tornillo interferencial. Obtención del módulo de Young.....	3.35
Fig. 4.1. Definición de la anisotropía en función del vector $m_0$ (Calvo, 2014).....	4.5
Fig. 4.2. Ajustes de datos tendones 1 y 2. Curva tensión-alargamiento.....	4.9
Fig. 4.3 Material transversalmente anisótropo. Propiedades en los planos .....	4.13
Fig. 4.4. Superficie de plastificación en el plano meridional q-p del modelo CFV.....	4.16
Fig. 4.5. Condiciones de contorno del modelo numérico del ensayo de compresión: a) uniaxial, b) confinada.....	4.19
Fig. 4.6. Superficies de plastificación para el caso de $\sigma_{conf0}=3\text{MPa}$ .....	4.20
Fig. 4.7. Superficies de plastificación para el caso de $\sigma_{conf0} =5\text{MPa}$ .....	4.20
Fig. 4.8. Curvas tensión-deformación experimentales vs numéricas. Efecto de los parámetros del modelo para el caso de $\sigma_{conf0}=3\text{ MPa}$ .....	4.21
Fig. 4.9. Curvas tensión-deformación experimentales vs numéricas. Efecto de los parámetros del modelo para el caso de $\sigma_{conf0}=5\text{ MPa}$ .....	4.21
Fig. 4.10. Comparación resultados numéricos y experimentales para hueso trabecular indentado .....	4.23
Fig. 4.11. Comparación entre curvas numéricas CFV con curva experimental de indentación.....	4.24
Fig. 5.1 Modelo geométrico de elementos finitos (FEM) .....	5.3

Fig. 5.2. Numeración dientes del tornillo interferencial y zonas correspondientes en hueso trabecular en el modelo numérico .....	5.4
Fig. 5.3. Esquema y definición de la nomenclatura utilizada en la descripción de los paths.....	5.10
Fig. 5.4. Paths creados para la representación de tensiones y deformaciones: (a) Hueso_iz; (b) Hueso_dch; (c) tendón_iz; (d) tendón_dch .....	5.11
Fig. 5.5. Imagen del modelo del túnel tibial de 10 mm una vez concluido el proceso de descompresión del tornillo con el modelo de von Mises ( $E=73$ , $\nu=0.27$ , $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ).....	5.12
Fig. 5.6. Tensión ppal. mín. en el tendón en contacto con el hueso trabecular. Túnel de 10mm de diámetro, modelo de von Mises ( $E=73$ , $\nu=0.27$ , $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ).....	5.12
Fig. 5.7. Tensión ppal. mín. en el tendón en contacto con tornillo interferencial. Túnel de 10mm de diámetro, modelo de von Mises ( $E=73$ , $\nu=0.27$ , $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ).....	5.13
Fig. 5.8. (a) Tensión principal mínima; (b) deformación principal mínima en hueso trabecular contra el tendón. Túnel de diámetro 10mm, modelo de von Mises ( $E=73$ , $\nu=0.27$ , $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ) .....	5.14
Fig. 5.9. Zona de concentración de tensiones en el contacto entre el tendón y el hueso cortical .....	5.15
Fig. 5.10. Ángulo del túnel tibial respecto al plano coronal .....	5.16
Fig. 5.11. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial .....	5.17
Fig. 5.12. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tendón .....	5.18
Fig. 5.13. Influencia del modelo constitutivo de hueso trabecular en la tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular, (b) contra el tornillo interferencial. Diámetro de túnel tibial de 8mm .....	5.19
Fig. 5.14. Influencia del modelo constitutivo de hueso trabecular en: (a) tensión y (b) deformación principal mínima en el hueso trabecular en contacto con el tendón. Disposición de túnel de 8mm .....	5.20
Fig. 6.1. Resultados numéricos de la reconstrucción. Disposición de túneles tibiales de: (a) 10mm; (b) 9mm; (c) 8mm; (d) 7mm .....	6.4
Fig. 6.2. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo .....	6.5
Fig. 6.3. Influencia del diámetro de túnel tibial en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión y (b) deformación principal mínima .....	6.6
Fig. 6.4. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 10mm.....	6.9
Fig. 6.5. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Disposición de túnel tibial de 10mm.....	6.10
Fig. 6.6. Desplazamiento axial del tornillo en contacto con el tendón. Disposición de túnel tibial de 10mm .....	6.10
Fig. 6.7. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm .....	6.12
Fig. 6.8. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm .....	6.12
Fig. 6.9. Desplazamiento axial del tornillo en contacto con el tendón. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm .....	6.13

Fig. 6.10. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo. Túnel tibial del 8mm..	6.14
Fig. 6.11. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Túnel tibial 8mm .....	6.14
Fig. 6.12. Desplazamiento axial de los dientes del tornillo en contacto con el tendón. Túnel tibial 8mm .....	6.15
Fig. 6.13. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial 9mm .....	6.17
Fig. 6.14. Influencia de la edad en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión ppal.mín; (b) deformación ppal. mín. Disposición de túnel tibial 9mm .....	6.18
Fig. 6.15. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el tornillo. Disposición de diámetro tibial de 9mm.....	6.19
Fig. 6.16. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el hueso trabecular. Disposición de diámetro tibial de 9mm.....	6.19
Fig. 6.17. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Túnel tibial 8mm .....	6.20
Fig. 6.18. Influencia de la edad del paciente en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión principal mínima (b) deformación ppal. mín. Túnel tibial 8mm .....	6.21
Fig. 6.19. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el tornillo. Disposición de diámetro tibial de 8mm.....	6.22
Fig. 6.20. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el hueso trabecular. Disposición de diámetro tibial de 8mm.....	6.22
Fig. 6.21. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Túnel tibial 7mm .....	6.23
Fig. 6.22. Influencia de la edad en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión ppal.mín; (b) deformación ppal. mín. Disposición de túnel tibial 7mm .....	6.24
Fig. 6.23. Posibles ángulos de inserción del tornillo interferencial en el túnel tibial .....	6.25
Fig. 6.24. Distribución de tensiones en el tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo interferencial. Túnel diámetro 8mm .....	6.26
Fig. 6.25. Influencia del ángulo de inserción del tornillo interferencial en el hueso trabecular contra el tendón en individuo joven: (a) tensión; (b) deformación.....	6.27
Fig. A.1. Escaneado digital punto a punto de la tibia porcina.....	A.3
Fig. A.2. Mallado de tibia porcina escaneada y vaciado del hueso cortical.....	A.4
Fig. A.3. Resultado de la reconstrucción con una disposición de túnel tibial de diámetro 9mm. Modelo de hueso de von Mises en individuo joven .....	A.6
Fig. A.4. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven.....	A.7
Fig. A.5. Tensión principal mínima (a) y deformación principal mínima (b) en el hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven.....	A.8
Fig. A.6. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven .....	A.9
Fig. A.7. Resultados $\sigma_{\min\_ppal}$ para hueso de cerdo adulto modelado con la teoría de von Mises. Disposición de diámetro de túnel de 9mm .....	A.10
Fig. A.8. Tensión ppal.mín. en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel de 9mm con un individuo adulto.....	A.11



Fig. A.9. Tensiones (a) y deformaciones (b) principales mínimas en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición de túnel tibial 9mm e individuo adulto .....	A.12
Fig. A.10. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tornillo. Disposición de túnel de 9mm e individuo adulto .....	A.13
Fig. A.11. Resultados reconstrucción LCA en cerdo anciano con $d_{\text{túnel}} 9\text{mm}$ .....	A.14
Fig. A.12. Tensiones principales mínimas en el tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo. Disposición diámetro túnel 9mm e individuo anciano .....	A.15
Fig. A.13. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial 9mm e individuo anciano .....	A.16
Fig. A.14. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tornillo. Disposición de túnel 9mm e individuo anciano .....	A.17
Fig. A.15. Resultados de la reconstrucción utilizando modelo de von Mises en hueso de cerdo joven. Disposición de diámetro de túnel 8mm .....	A.18
Fig. A.16. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial en disposición de túnel tibial de 8mm. Individuo joven .....	A.19
Fig. A.17. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición diámetro túnel 8mm e individuo joven .....	A.20
Fig. A.18. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín. (b) en hueso trabecular contra tornillo interferencial. Disposición diámetro túnel 8mm e individuo joven .....	A.21
Fig. A.19. Resultados de la reconstrucción para el modelo de von Mises en hueso de cerdo adulto. Disposición de diámetro de túnel 8mm .....	A.22
Fig. A.21. Curvas tensión ppal. mínima (a) y deformación ppal. mínima (b) en el hueso trabecular contra el tendón. Individuo adulto en disposición de diámetro de túnel tibial de 8mm .....	A.24
Fig. A.22. Curvas tensión ppal. mínima (a) y deformación ppal. mínima (b) en el hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Individuo adulto en disposición de diámetro de túnel tibial de 8mm .....	A.25
Fig. A.23. Resultados de la reconstrucción para el modelo de von Mises en hueso de cerdo anciano. Disposición de diámetro de túnel 8mm .....	A.26
Fig. A.24. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano .....	A.27
Fig. A.25. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano .....	A.28
Fig. A.26. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín. en hueso trabecular contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano .....	A.29
Fig. A.27. Resultado de la simulación para túnel tibial de 7mm. Cerdo joven .....	A.30
Fig. A.28. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven .....	A.31
Fig. A.29. Tensión principal mínima (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven .....	A.32
Fig. A.30. Tensión mínima principal (a) y deformación mín. ppal (b) en hueso contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven .....	A.33
Fig. A.31. Resultados de la reconstrucción con diámetro de túnel 7mm para un individuo adulto .....	A.34

Fig. A.32. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto .....	A.35
Fig. A.33. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra la plastia. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto.....	A.36
Fig. A.34. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto.....	A.37
Fig. A.35. Resultados de la reconstrucción con diámetro de túnel 7mm para un individuo anciano .....	A.38
Fig. A.36. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo anciano .....	A.39
Fig. A.37. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra la plastia. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo anciano .....	A.40
Fig. A.38. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm y propiedades de individuo anciano .....	A.41
Fig. A.39. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo. Individuo joven.....	A.42
Fig. A.40. Influencia del diámetro de túnel tibial en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión y (b) deformación principal mínima. Individuo joven .....	A.43
Fig. A.41. Desplazamiento vertical del tendón en contacto con el tornillo interferencial. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm.....	A.44
Fig. A.42. Desplazamiento vertical del tendón en contacto con el hueso trabecular. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm.....	A.45
Fig. A.43. Desplazamiento vertical del tornillo interferencial en contacto con el tendón. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm.....	A.45
Fig. A.44. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo. Individuo adulto .....	A.46
Fig. A.45. Influencia del diámetro de túnel tibial en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión y (b) deformación principal mínima. Individuo adulto .....	A.47
Fig. A.46. Estado de deformaciones de la probeta de hueso trabecular porcino sometida a un ensayo de indentación con ARAMIS .....	A.49

## LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1. Composición estructural de los tendones y ligamentos (Nordin et al., n.d.) .....	2.6
Tabla 2.2. Propiedades mecánicas tejidos blandos representativos (Calvo, 2014) .....	2.6
Tabla 2.3 Propiedades mecánicas del hueso trabecular de la literatura. Valores representados como media $\pm$ desviación estándar .....	2.11
Tabla 2.4 Asimetría entre tensión de cedencia a tracción y a compresión del hueso trabecular en la literatura. ....	2.12
Tabla 2.5. Propiedades del hueso en (Gupta and Dan, 2004) .....	2.14
Tabla 3.1 Valores mecánicos característicos de la tibia trabecular en ambas direcciones ortogonales .....	3.23
Tabla 3.2. Valores de módulo elástico en función del método utilizado y la longitud de referencia .....	3.24
Tabla 3.3. Valores mecánicos característicos del fémur trabecular .....	3.26
Tabla 3.4. Parámetros mecánicos característicos del hueso cortical. Tibia y fémur porcinos...	3.30
Tabla 3.5. Resultados del ensayo de microindentación sobre hueso cortical .....	3.31
Tabla 3.6. Resultados ensayos SPT sobre muestras tibiales.....	3.32
Tabla 3.7. Valores de los parámetros elasto-plásticos utilizados en las curvas numéricas representadas en las Fig. 3.34 y Fig. 3.35 .....	3.34
Tabla 4.1. Constantes del modelo de material obtenidas para los tendones porcinos .....	4.9
Tabla 4.2 Formulaciones constitutivas de plasticidad .....	4.11
Tabla 4.3. Parámetros elásticos utilizados en la definición del modelo transversalmente isótropo .....	4.13
Tabla 4.4. Parámetros plásticos utilizados en la definición del modelo transversalmente isótropo .....	4.15
Tabla 4.5. Valores utilizados en la caracterización numérica de los ensayos de compresión confinada .....	4.20
Tabla 4.6. Resumen de los modelos constitutivos adoptados .....	4.25
Tabla 5.1. Parámetros geométricos de estudio.....	5.4
Tabla 5.2. Resumen de los modelos constitutivos adoptados .....	5.5
Tabla 5.3. Constantes del modelo de material obtenidas para los tendones porcinos .....	5.5
Tabla 5.4. Constantes elásticas que definen los diferentes modelos elegidos para representar al hueso trabecular .....	5.6
Tabla 6.1. Propiedades mecánicas del hueso trabecular porcino representativas según la edad del individuo .....	6.16
Tabla A.1. Simulación de la reconstrucción para hueso trabecular elasto-plástico e isótropo ...	A.5



## LISTA DE ACRÓNIMOS

<i>LCA</i>	Ligamento Cruzado Anterior
<i>APM</i>	Túnel anteromedial
<i>TA</i>	Temperatura ambiente
<i>PEEK</i>	Polieteretercetona
<i>PLA</i>	Ácido poli-láctico
<i>HA</i>	Hidroxiapatita
<i>BMD</i>	Densidad mineral del hueso
<i>SPT</i>	Small Punch Test
<i>FEA</i>	Finite Element Analysis
<i>CFV</i>	Crushable Foam Volumetric hardening
<i>LCP</i>	Ligamento Cruzado posterior
<i>MRI-MR</i>	Magnetic Resonance Imaging
<i>CT</i>	Tomografías computerizadas
<i>SPT</i>	Small Punch Test
<i>COD</i>	Crack Opening Displacement
<i>FEM</i>	Finite Element Method
<i>DIC</i>	Digital Image Correlation
<i>HM</i>	Dureza Martens
<i>HV</i>	Dureza Vickers
<i>CAX4R</i>	Elemento axisimétrico: 4 nodos e integración reducida
<i>CPE4</i>	Elemento bidimensional: 4 nodos y deformación plana
<i>CPS4</i>	Elemento bidimensional: 4 nodos y tensión plana
<i>CPE3</i>	Elemento bidimensional: 3 nodos y deformación plana



## LISTA DE SÍMBOLOS

### Capítulo 2

---

$E$	Módulo de Young, módulo elástico
$\varepsilon$	Deformación verdadera
$e$	Deformación ingenieril
$\Delta S$	Variación de la sección
$\sigma$	Tensión verdadera
$S$	Tensión ingenieril
$\sigma_Y, S_Y$	Tensión de cedencia
$\sigma_u$	Tensión última

### Capítulo 3

---

<i>Slope</i>	Pendiente de la curva
$E$	Módulo elástico
$\xi$	Constante del material
$\sigma_u, S_u$	Resistencia mecánica a tracción
$\nu$	Coefficiente de Poisson
$R_a$	Radio del agujero. Ensayo SPT
$t$	Espesor de la probeta
$S_Y, \sigma_Y$	Límite elástico o de cedencia
$h$	Profundidad indentación
$P_Y$	Carga en cedencia
Hit	Dureza indentación
$E_{it}$	Módulo elástico del material indentado
$L_0$	Longitud inicial
$F_{m\acute{a}x}, P_{m\acute{a}x}$	Fuerza máxima

## Capítulo 4

---

$\Omega$	Sólido tridimensional
$\varphi_0$	Función biunívoca
$\Omega_0$	Configuración indeformada del sólido
$\Omega_t$	Configuración instantánea del sólido
$\lambda_i$	Elongaciones principales
$m_0, n_0$	Vectores unitarios que representan las familias de fibras
$C, b$	Tensores de Cauchy-Green por la derecha y por la izquierda
$\bar{I}_i$	Invariantes del tensor $\bar{C}$
$\psi$	Función densidad de energía de deformación desacoplada
$S$	Segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchoff
$\sigma_{ij}$	Tensor de Cauchy
$p$	Parte volumétrica de la matriz de tensiones de Cauchy
$q$	Parte desviadora de la matriz de tensiones de Cauchy
$CFI$	Modelo Crushable Foam endurecimiento Istrópico
$CFV$	Modelo Crushable Foam endurecimiento Volumétrico
$E_i$	Módulo elástico en dirección $i$
$\nu_{ij}$	Coefficiente de Poisson en dirección $j$ cuando cargas en dirección $i$
$G_{ij}$	Módulo de elasticidad en dirección $i$ respecto a $j$
$F, G, H, L, M, N$	Constantes experimentales del modelo de Hill
$\sigma_{ij}$	Límite de fluencia en el modelo de Hill entre la dirección $i$ y $j$
$\sigma^0$	Valor de referencia del límite de fluencia. Modelo de Hill
$R_{ij}$	Coefficientes modelo de Hill
$\alpha$	Factor de forma de la elipse de plastificación
$A, B$	Ejes horizontal y vertical de la elipse de plastificación
$p_c, p_t$	Tensiones hidrostáticas a compresión y a tracción
$\nu_{LT}$	Coef. de Poisson plano transversal aplicando tensión longitudinal
$\nu_{TL}$	Coef. de Poisson plano longitudinal aplicando tensión transversal
$\sigma_C^0$	Límite de cedencia a compresión uniaxial. Modelo CFV
$\sigma_T^0$	Límite de cedencia a tracción uniaxial. Modelo CFV
$\sigma_{Conf}^0$	Límite de cedencia a compresión confinada. Modelo CFV
$K, K_t$	Parámetros representativos del modelo CFV



## Capítulo 5

---

$E_{transv}$	Módulo elástico del material en dirección transversal
$E_{long}$	Módulo elástico del material en dirección longitudinal
$\nu_T$	Coefficiente de Poisson transversal
$\sigma_{mín\_ppal}$	Tensión principal mínima
$\varepsilon_{mín\_ppal}$	Deformación principal mínima
$\sigma_y, S_y$	Tensión de cedencia del material

## Capítulo 6

---

$E_{transv}$	Módulo elástico del material en dirección transversal
$E_{long}$	Módulo elástico del material en dirección longitudinal
$\nu_T$	Coefficiente de Poisson transversal
$\sigma_{mín\_ppal}$	Tensión principal mínima
$\varepsilon_{mín\_ppal}$	Deformación principal mínima
$\sigma_y, S_y$	Tensión de cedencia del material
$U_{22}$	Desplazamiento longitudinal



# Capítulo 1:

## Introducción

*En este capítulo se plantea la problemática general surgida de la evolución de las lesiones de ligamento cruzado anterior con el paso de los años. Estas lesiones son cada vez más frecuentes debido, en gran parte, a que se ha generalizado a todos los públicos el hábito de realizar ejercicio físico.*

*Además, se describen los objetivos de la presente tesis doctoral, así como la estructura del documento que la describe.*



## 1.1 Introducción

La presente investigación se enmarca dentro de una línea de investigación del grupo SIMUMECAMAT centrada en el análisis del comportamiento mecánico de materiales para uso quirúrgico, cuando trabajan, tanto individualmente como de forma conjunta, en reconstrucciones de elementos dañados, como es el caso del ligamento cruzado anterior (LCA).

Esta línea de trabajo comenzó en 2008 con el análisis del comportamiento mecánico de distintos tipos de fijaciones utilizadas en la fijación femoral de la plastia utilizada en sustitución del ligamento dañado. El enfoque de este trabajo fue puramente experimental y, como tal, sujeto a diversas simplificaciones, como utilizar en sustitución de la plastia un material no biológico con resistencia suficiente como para que el fallo se produjese por la fijación y no por la plastia (Rodríguez et al., 2015).

Esta simplificación permitió alcanzar los objetivos fijados en aquel trabajo, pero dejó fuera del análisis a los tornillos interferenciales, dado que su sistema de fijación se basa precisamente en el contacto directo entre dichos elementos y la plastia biológica, cuyas propiedades de contacto son muy diferente a las de la plastia artificial.

En este contexto, se decide evaluar el problema en toda su magnitud, analizando el comportamiento del conjunto fijación-plastia-hueso de la forma más completa y precisa posible. No obstante, y debido a la gran cantidad de variables que entran en juego, esta tarea sería inabordable desde el punto de vista puramente experimental. Por esta razón, será necesario afrontar el problema mediante análisis numérico utilizando los resultados experimentales para alimentar el modelo numérico.

## 1.2 Problemática en la intervención de ligamento cruzado anterior

La rotura de LCA suele tratarse reconstruyendo el ligamento dañado o bien sustituyéndolo por un tendón que pueda ejercer la función del mismo. Para llevar a cabo el procedimiento, el cirujano debe taladrar dos túneles óseos, en tibia y fémur, extraer el ligamento roto y sustituirlo, a continuación, por el injerto, que debe quedar, aproximadamente, en la misma posición que el original.

La prevalencia de lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) se estima en un 0.4% de la población, siendo aproximadamente el 60% de estas lesiones de carácter deportivo, y en su mayoría, en población joven y activa. No obstante, también se produce en personas con sobrepeso y poco activas o bien con limitaciones motoras. En cualquier caso, el paciente espera poder recuperar su actividad normal y deportiva, o bien mejorar su calidad de vida. El éxito de la intervención depende, en gran medida, de la plastia de la que se disponga para llevar a cabo la reconstrucción, pero también de la elección de la geometría de túnel tibial, de los materiales implicados y del tamaño óptimo de cada elemento utilizado en función del paciente. Sin embargo, hasta la fecha, el cirujano habitualmente lleva a cabo la intervención de forma, más o menos, estandarizada, sin realizar grandes distinciones entre los diferentes pacientes.

Mediante este trabajo, se pretende que cada paciente pueda llegar a ser tratado de forma individual y se le practique la reconstrucción óptima para su tipo y tamaño de tendón, así como para su hueso con características propias (densidad, resistencia, tamaño, etc.).

La optimización de las reconstrucciones de LCA se traducirá en importantes beneficios para todos los pacientes que se ven sometidos a este tipo de intervenciones, en especial, deportistas cuya recuperación es un factor clave para su futura práctica deportivas, como es el caso de futbolistas, jugadores de baloncesto y esquiadores, entre otros, en los que este tipo de lesiones son muy frecuentes.

Esta optimización está destinada, no solo a deportistas profesionales, sino también a los numerosos deportistas amateurs que cada año sufren roturas de LCA y que aspiran a poder seguir realizando actividades deportivas tras la intervención.

La intervención puede realizarse utilizando dos posibles sustitutos del ligamento: tendones obtenidos del propio paciente (autoinjertos) y los denominados aloinjertos (provenientes de un donante). Los primeros se obtienen del tendón del músculo semitendinoso, del recto interno o del ligamento rotuliano. La utilización de unos u otros apenas puede afectar al resultado en cuanto a calidad de la reconstrucción, por tanto, el éxito de la misma habrá que buscarlo en la experiencia del cirujano, la técnica quirúrgica o el tipo de fijación seleccionado. Dado que las técnicas quirúrgicas están muy estandarizadas, la variable principal de éxito, ajena al cirujano, puede quedar acotada por el tipo de fijación utilizada. Es muy habitual el uso de sistemas de fijación intratúnel mediante tornillos interferenciales, basados en la máxima compresión de la plastia contra el hueso, pero sin que se llegue a dañar la misma por aplastamiento. El equilibrio para lograr la máxima compresión con el mínimo daño, se consigue jugando, principalmente, con los diámetros del tornillo, del túnel tibial y de la plastia. No obstante, el diámetro de la plástica suele venir impuesto por el paciente, por lo que, para una plastia dada, serán las geometrías y configuraciones del tornillo y del túnel tibial, las variables fundamentales en la consecución de un grado de fijación óptimo.

Aunque existen varios estudios sobre el comportamiento mecánico de las diferentes fijaciones, la mayoría de ellos se refieren a las utilizadas en la inserción femoral (Ahmad et al., 2004) siendo más escasas las referencias al uso de fijaciones tibiales (Barber et al., 2008) . Además, tanto unos estudios como otros, suelen ser de carácter experimental, por lo que sus resultados no pueden extrapolarse a casos generales.

Las fijaciones más utilizadas para inmovilizar la plastia contra la tibia son los tornillos interferenciales. Estos tornillos, de sección cilíndrica variable, realizados con distintos tipos de materiales y con una geometría de filete muy distinta en unos casos y otros, fundamentan su trabajo mecánico en la presión que ejercen sobre la plastia biológica (Brand et al., 2000), presionándola contra el hueso e impidiendo, de este modo, su desplazamiento por el túnel tibial. Para conseguir esta presión, y teniendo en cuenta que el diámetro del túnel tibial se fija en función del diámetro del injerto, el cirujano debe tomar, sin datos mecánicos fehacientes, varias importantes decisiones en cuanto al tornillo: su diámetro óptimo, tipo de material de fabricación, geometría de sus filetes y la longitud óptima del mismo (Brown Jr. et al., 2004).

Parece evidente, en virtud del gran número de variables implicadas, que la toma de decisión más adecuada no resulta sencilla, y que, para afrontar el análisis, la herramienta más adecuada es la numérica. No obstante, la fiabilidad de este tipo de análisis debe ser contrastada mediante métodos experimentales que corroboren los resultados obtenidos.

En base a lo expuesto, el plan de investigación se basa en las siguientes hipótesis de partida:

- Es posible realizar un modelo numérico capaz de simular el comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo interferencial.
- La relación entre el diámetro de túnel tibial y el del tornillo tiene una gran influencia en el comportamiento biomecánico del conjunto, siendo necesario establecer la relación óptima de cara a obtener el mejor comportamiento mecánico y fisiológico tras la reconstrucción.
- También tendrá influencia tanto el tipo de material utilizado en su fabricación del tornillo interferencial como su geometría, sin olvidarnos del ángulo de inserción utilizado con respecto al eje natural de la tibia

### 1.3 Objetivos de la investigación

El objetivo fundamental de este trabajo será analizar, tanto numérica como experimentalmente, el comportamiento mecánico de los elementos intervinientes en la reconstrucción de LCA (hueso-plastia-tornillo), en su inserción tibial. Experimentalmente, se analizará el comportamiento de cada uno de los elementos sometidos al tipo de sollicitación al que habitualmente deben responder en su trabajo como parte de la rodilla. Numéricamente, se analizará el estado tensional y de deformaciones una vez realizada la intervención quirúrgica, comprobando, asimismo la estabilidad de la reconstrucción, cuando una vez concluido el proceso, el conjunto debe responder a su trabajo habitual.

Para lograr este objetivo se desean alcanzar los siguientes objetivos particulares:

- Realizar un modelo numérico de elementos finitos capaz de simular el comportamiento mecánico del conjunto tibia-plastia-tornillo interferencial.
- Definir los modelos de comportamiento más adecuados para cada uno de los materiales implicados en la reconstrucción.
- Analizar el efecto de la relación entre el diámetro del túnel tibial y el del tornillo interferencial sobre el comportamiento global del conjunto, estimando la relación de diámetros idónea en función del tamaño de la plastia utilizada.
- Analizar la influencia de la calidad ósea del paciente sobre el comportamiento del conjunto tras la reconstrucción.
- Analizar la influencia de otros tipos de variables, tales como el tipo de material utilizado en la fabricación del tornillo, su geometría o el ángulo de inserción sobre la respuesta mecánica de la reconstrucción.

### 1.4 Estructura de la tesis

Este documento está estructurado como se detalla a continuación:

En el **Capítulo 1**, una breve introducción al trabajo, para situar al lector en el contexto de la investigación.

En el **Capítulo 2**, se define el marco científico en el que el trabajo se desarrollará, desgranando los diferentes trabajos de investigación previos, que arrojen luz tanto desde un punto de vista quirúrgico (que facilitará la comprensión de cómo se ha realizado el modelo numérico que simula dicha reconstrucción), como biomecánico, mediante la descripción de los trabajos encaminados a conocer el comportamiento mecánico de los distintos elementos intervinientes en la reconstrucción, así como de los distintos modelos constitutivos utilizados en su descripción mecánica.

El **Capítulo 3** describe los materiales utilizados en el modelo, su caracterización mecánica experimental y los resultados obtenidos de los distintos ensayos llevados a cabo para obtener los parámetros mecánicos que definen a cada una de las partes que componen la reconstrucción de ligamento cruzado anterior en su inserción tibial, léase, hueso cortical, hueso trabecular, plastia y tornillo interferencial.

Basándose en los resultados experimentales, en el **Capítulo 4** se describen los diferentes modelos constitutivos desarrollados para cada uno de los materiales implicados en la reconstrucción, obteniéndose los parámetros característicos que definen cada uno de estos modelos.

El **Capítulo 5** recoge la descripción del modelo numérico de elementos finitos realizado para simular el resultado de la reconstrucción de LCA. En este capítulo se especifican todos los pasos seguidos en el programa comercial Abaqus® para configurar el modelo final de elementos finitos que se utilizará en los posteriores análisis. Además, se selecciona, para el hueso trabecular, el modelo constitutivo más adecuado, en cuanto a precisión y sencillez, a emplear en los siguientes análisis.

Utilizando el modelo descrito en el capítulo anterior, en el **Capítulo 6**, se analiza la influencia de los distintos parámetros de estudio que afectan a la reconstrucción de LCA, es decir, la disposición geométrica de diámetro del túnel tibial elegida, la edad del paciente, que afecta directamente a la calidad ósea, el ángulo de inserción del tornillo interferencial, etc.

Finalmente, el **Capítulo 7** recoge todas las conclusiones obtenidas a lo largo del trabajo.

Señalar, por último, que las referencias bibliográficas utilizadas se exponen al final del capítulo en el que hayan sido utilizadas, al objeto de facilitar la búsqueda al lector.



## Referencias

- Ahmad, C.S., Gardner, T.R., Groh, M., Arnouk, J., Levine, W.N., 2004. Mechanical Properties of Soft Tissue Femoral Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 32, 635–640. <https://doi.org/10.1177/0363546503261714>
- Barber, F.A., Herbert, M.A., Beavis, R.C., Barrera Oro, F., 2008. Suture anchor materials, eyelets, and designs: update 2008. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 24, 859–867. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.03.006>
- Brand, J., Weiler, A., Caborn, D.N.M., Brown, C.H., Johnson, D.L., 2000. Graft Fixation in Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 28, 761–774. <https://doi.org/10.1177/03635465000280052501>
- Brown Jr., C.H., Wilson, D.R., Hecker, A.T., Ferragamo, M., 2004. Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 20, 922–935. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.06.032>
- Rodríguez, C., García, T.E., Montes, S., Rodríguez, L., Maestro, A., 2015. In vitro comparison between cortical and cortico-cancellous femoral suspension devices for anterior cruciate ligament reconstruction: implications for mobilization. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 23, 2324–2329. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3055-9>



# Capítulo 2:

## Antecedentes

*En este capítulo se expone la problemática planteada por la reconstrucción de ligamento cruzado anterior. Se resumen las técnicas existentes para la realización de la intervención y las características de los materiales intervinientes. Además, se hará un breve repaso de todos los ensayos que han sido utilizados para la caracterización mecánica de los materiales implicados en la reconstrucción de LCA en otras investigaciones.*



## 2.1 Introducción

En este apartado se realiza una breve explicación de la anatomía de la zona afectada en la intervención quirúrgica que nos ocupa, dado que lo que se pretende simular es la reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA) en su inserción tibial. Primeramente, se describirá, por tanto, la intervención quirúrgica que se desea simular. Seguidamente, se pasarán a describir los modelos que se han venido utilizando a lo largo de los años en el estudio de la citada reconstrucción, así como los modelos de material utilizados para describir el comportamiento de los materiales que cobran protagonismo en esta zona de la reconstrucción, esto es, tibia trabecular y cortical, tendón, y finalmente, el único componente no biológico, el sistema de fijación tibial.

## 2.2 Intervención quirúrgica para la reconstrucción de LCA

El LCA (Fig. 2.1) es uno de los cuatro ligamentos de la rodilla que conecta la parte posterior lateral del fémur con la parte delantera medial de la tibia (pasando por detrás de la rótula).

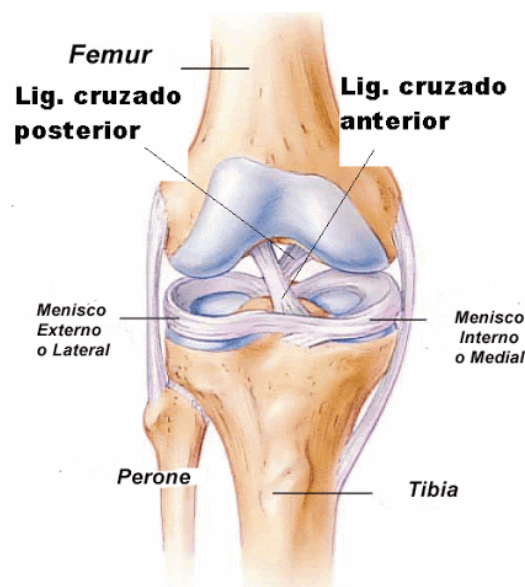


Fig. 2.1. Artroscopia de rodilla. Fuente: [www.cienciadelentrenamiento.com](http://www.cienciadelentrenamiento.com)

La rotura de ligamento cruzado anterior (LCA) es una lesión muy habitual en los deportes de alta competición y en particular en la práctica del fútbol (Kleweno et al., 2009; Rodríguez et al., 2010; Takazawa et al., 2015). La rotura de este ligamento se traduce en un aumento de la laxitud en la zona anteroposterior que normalmente desemboca en una rodilla inestable (Legnani et al., 2010) con el consecuente riesgo de lesionar otros componentes de la articulación, ya sea el menisco o los cartílagos (Mehl et al., 2019). La solución a esta lesión, entendiendo que se trata de una reconstrucción y no de una reparación del LCA (Mahapatra et al., 2018), requiere de la sustitución del LCA roto o dañado por un injerto (plastia) construido a base de tendones que, generalmente, proceden del propio paciente (Paschos and Howell, 2016). Este injerto se fija al fémur y a la tibia mediante distintos tipos de dispositivos (Zainal Abidin et al., 2018) de tal manera que, tras la reconstrucción, el comportamiento del conjunto hueso-fijación-plastia reproduzca lo más fielmente posible el del LCA original y devuelva la estabilidad a la rodilla. Durante los primeros meses tras

la reconstrucción, mientras la fijación orgánica de la plastia al hueso no es total, será precisamente el mecanismo de fijación el encargado de que el funcionamiento del conjunto sea el adecuado (Brown Jr. et al., 2004; Milano et al., 2006), por lo que su correcta elección determina la calidad de la reparación, así como la posibilidad de realizar una rehabilitación más intensiva reduciendo el periodo de baja.

Existen diversos dispositivos comerciales que son utilizados en la fijación del LCA. El comportamiento mecánico de estos dispositivos ha sido estudiado por numerosos autores en el ámbito de la biomecánica (Ahmad et al., 2004; Brown Jr. et al., 2004; Fuentes et al., 2004; Kamelger et al., 2009; Kleweno et al., 2009; Kousa et al., 2003b, 2003a; Milano et al., 2006; Selby et al., 2001; Shen et al., 2010; Walsh et al., 2009; Zantop et al., 2004). A pesar de ello, los resultados publicados son muy diferentes y presentan una elevada dispersión debido a la cantidad de dispositivos diferentes utilizados para el análisis, y a las numerosas variables que pueden influir en la respuesta mecánica de los mismos (metodología de ensayo, velocidad de carga, tipo de materiales utilizados, etc.) (Selby et al., 2001; Walsh et al., 2009). No obstante, se sabe que los más utilizados hoy en día para la fijación tibial son los tornillos interferenciales bioabsorbibles (Watson et al., 2015), debido a la mejor respuesta del paciente a la introducción de un cuerpo extraño. Los tornillos interferenciales bioabsorbibles serán los utilizados en esta tesis.

A continuación, se describe la técnica quirúrgica utilizada a lo largo de los últimos años para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (Gali, 2015) en la zona de inserción tibial.

### **2.2.1 Técnica quirúrgica**

Tal y como se avanzaba anteriormente, se van a resumir las distintas etapas que constituyen la técnica quirúrgica actual más utilizada. Cada una de las fases que se describen estará sujeta siempre a la decisión del cirujano, que necesita adecuar cada paso al paciente que está tratando, aunque siguiendo siempre las siguientes líneas generales.

#### **Cosecha del tendón sustituto**

Se realiza una incisión longitudinal en un punto interno respecto al tubérculo tibial, casi directamente por debajo del portal artroscópico interno. La parte superior de la incisión se utiliza para la perforación del túnel tibial. La parte inferior se utiliza para recoger los tendones semitendinoso y grácilis.

#### **Preparación del injerto**

Mediante el uso de un calibre diametral, se selecciona el diámetro del tendón de modo que se asegure un ajuste perfecto del haz del injerto, pero a la vez se permita su paso sin dificultad a través del túnel tibial. Esta medida determinará el diámetro de los túneles tibial y femoral a perforar.

Durante la preparación del injerto, puede elegirse y prepararse el lugar de perforación tibial intraarticular. Posteriormente, se realizan los túneles tibial y femoral con la ayuda de una guía en la posición adecuada.

Se cubren los extremos de los injertos con puntos de sutura, de tal forma que en uno de los extremos se pueda crear un haz seguro que será la parte del injerto que se introducirá en el túnel

femoral. Las fijaciones femorales irán colocadas entre el injerto del tendón, y no a través de él. Esta unión con puntos del tendón en un haz asegurará la fijación.

### Fijación femoral y tibial

Una vez fijado el injerto en el túnel femoral, se tensa tirando del mismo por la parte externa del túnel tibial, con una fuerza que asegure su posicionamiento de modo que no interfiera en el posterior proceso de inserción del tornillo. A continuación, se fija el injerto a la tibia, utilizando un tornillo fabricado con un material con propiedades bioabsorbibles (normalmente PEEK o una mezcla de PLLA y HA). Por último, se debe realizar el cierre habitual de la incisión de la piel.

## 2.3 Materiales intervinientes en la reconstrucción

En este apartado se van a exponer las principales características de los materiales que intervienen en la reconstrucción de ligamento cruzado anterior en la zona femoral: el tendón a injertar, el hueso tibial donde se pretende fijar dicha plastia y el elemento que servirá para asegurar la fijación de la plastia hasta que se produzca la fijación biológica entre el tendón y el hueso, y que, por lo general, será un tornillo interferencial.

### 2.3.1 Tendones y ligamentos

Los tendones y ligamentos son tejidos conectivos densos conocidos como tejidos colagenosos de fibras paralelas. Estos tejidos se componen básicamente de colágeno, que es el encargado de proporcionar a tendones y ligamentos una gran estabilidad mecánica, es decir, lo dota de fuerza y flexibilidad (Fig. 2.2).

Como otros tejidos conectivos, los tendones y ligamentos están formados por pocas células y una abundante matriz extracelular. La parte de la matriz que se considera sólida está formada por colágeno, la sustancia fundamental, y una pequeña cantidad de elastina.

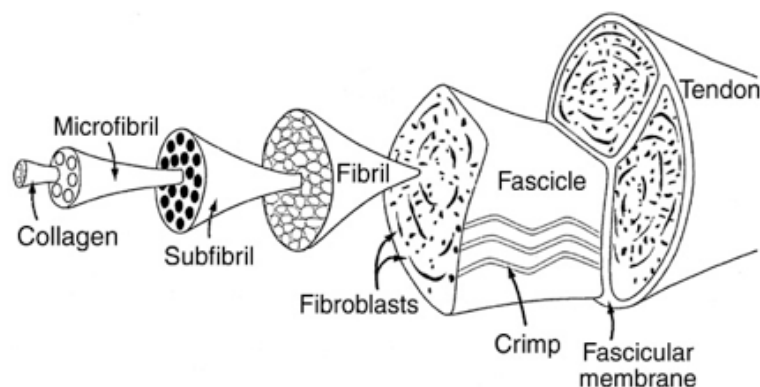


Fig. 2.2. Estructura jerárquica de un tendón (Biewener, 2008)

La estructura y la composición química de los ligamentos y los tendones (Tabla 2.1) son idénticas en los humanos y en muchas especies animales como las ratas, los conejos, los cerdos, los perros

y los monos (Estefanía Peña et al., 2006). Esta es la razón por la cual, por lo general, cuando se trata de analizar el comportamiento de estos elementos, el análisis se realiza sobre muestras procedentes de alguno de estos animales, procediéndose posteriormente a extrapolar los resultados a humanos.

Tabla 2.1. Composición estructural de los tendones y ligamentos (Nordin et al., n.d.)

Componente	Ligamento	Tendón
Material celular	20%	20%
Matriz extracelular	80%	80%
Agua	60-80%	60-80%
Sólidos	20-40%	20-40%
Colágeno	70-80%	75-85%

A lo largo de los años, se han realizado muchos estudios sobre las propiedades mecánicas del tendón, basados normalmente, en resultados experimentales de ensayos de tracción sobre los mismos (Angulo Carrere, 2010), debido en gran medida a que estos elementos trabajan en su mayor parte, a tracción. Con estos ensayos (los más utilizados para la caracterización mecánica de este tipo de tejidos) se puede observar el cambio en la respuesta mecánica del tejido según se deforma con la carga, alcanzando niveles muy próximos a la fractura del mismo. Las propiedades obtenidas de diversos ensayos se pueden ver en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Propiedades mecánicas tejidos blandos representativos (Calvo, 2014)

Material	Tensión de rotura (MPa)	Deformación de rotura (%)	Colágeno (% seco)	Elastina (% seco)
Tendón	50-100	10-15	75-85	<3
Ligamento	50-100	10-15	70-80	10-15

A lo largo del tiempo se han realizado multitud de estudios para la caracterización del comportamiento de tejidos biológicos blandos, que incluyen trabajos con ligamentos (Puso and Weiss, 1998), córnea (Pinsky and Datye, 1991) o tendones (Johnson et al., 1996), cuyos resultados se han intentado reproducir mediante modelos constitutivos fenomenológicos de diversa índole. (Fung, 1993) propuso uno de los primeros modelos constitutivos para tejidos biológicos blandos, basándose en la teoría de viscoelasticidad quasi-lineal. Esta teoría aún se usa hoy día para describir este tipo de comportamiento en los tejidos. Años más tarde, (Puso and Weiss, 1998) desarrollaron un modelo teórico y computacional para aplicarlo, mediante el uso de elementos finitos, a tejidos blandos anisótropos y viscoelásticos. Con su propuesta, consiguieron reducir la respuesta no lineal de los tejidos, pero manteniendo el comportamiento viscoso. En este trabajo, decidieron utilizar una función de energía de deformación anisotrópica para modelar el comportamiento de los ligamentos, pero no consideraron el comportamiento viscoelástico de las fibras de colágeno.



Estos y otros trabajos posteriores tienen en común que no consideran la deformación del ligamento como un material reforzado con fibras de colágeno. Años más tarde y continuando con la propuesta de (Simo, 1987), (Holzapfel and Gasser, 2001) propusieron un nuevo modelo viscoelástico para materiales compuestos de fibras reforzadas (en grandes deformaciones) en el que se consideraba un comportamiento diferente entre la matriz y las fibras.

Posteriormente, (Peña et al., 2007) propusieron un modelo anisótropo y visco-hiperelástico (tipo Kelvin-Voigt) para ligamentos. Este modelo consideraba a los ligamentos formados por una sola familia de fibras. Esta propuesta ha sido ampliamente utilizada en el estudio biomecánico de tejidos biológicos blandos.

### 2.3.2 Fijaciones

En la reconstrucción de LCA son varios los tipos de fijaciones que pueden utilizarse en la fijación femoral del tendón (Hung et al., 2014; Zeng et al., 2018). Sin embargo, la fijación tibial (Fig. 2.3) suele llevarse a cabo mediante tornillos interferenciales (Codorean et al., 2016).

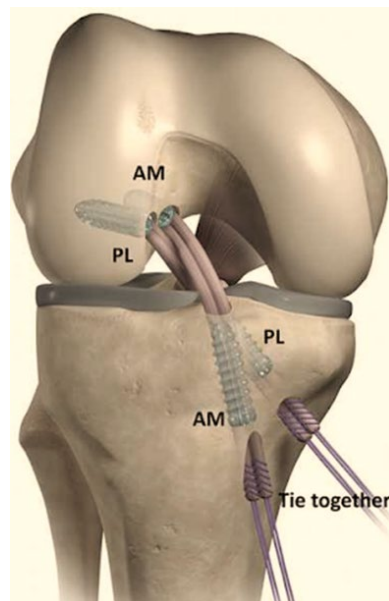


Fig. 2.3. Fijación tibial mediante tornillos interferenciales (Järvelä et al., 2018)

La fijación mediante tornillos interferenciales es una de las más comunes para la reconstrucción de LCA (Hung et al., 2014). Se trata de una fijación directa entre tendón y hueso. El tornillo actúa de elemento compresor contra el tendón, quedando aprisionado este entre el tornillo y el hueso trabecular. Es precisamente este contacto directo entre tornillo y tendón, el motivo por el que varios estudios promulgan que la utilización de este tipo de fijaciones fabricadas en metales biocompatibles (aleaciones de titanio, acero quirúrgico) elevan el riesgo de incidencias durante la reconstrucción, como roturas en el tendón y en el hueso trabecular (Zhang et al., 2007). Este riesgo se reduce considerablemente utilizando tornillos fabricados en materiales biodegradables (polímeros como PEEK, PLLA+HA) pese a que, aun así, continúa existiendo cierto riesgo de torsión del tendón durante la inserción del tornillo en el túnel óseo.

La popularidad de los tornillos interferenciales radica en que pueden ser usados con cualquier tipo de injerto. Los principales factores que influyen en su elección son la longitud, tamaño y la

geometría, además del propio material. La densidad mineral del hueso (BMD) va a influir mucho en la elección del tipo de fijación, debido en gran parte, a que será la que determine la fuerza, rigidez y la propia oposición al deslizamiento durante cargas cíclicas. Por este motivo, existen tres tipos de tornillos interferenciales: metálicos, biodegradables y, finalmente, los denominados biocomposites. Los metálicos se han venido utilizando a lo largo de los años, pero tienen una gran desventaja y es el posible daño del hueso y de la plastia lo que derivará en problemas postoperatorios. Es por este motivo que, la evolución y el desarrollo de nuevos biomateriales, que son biodegradables y biocompatibles, hizo que los metales fueran desbancados por polímeros.

El uso de materiales bioabsorbibles para la fabricación de tornillos interferenciales parece un tema actualmente indiscutible. Este tipo de tornillos posee ventajas evidentes (Kousa et al., 2001) ya que ofrecen una fijación similar o incluso mejor que los tornillos metálicos (Caborn et al., 1998; Kousa et al., 2003a; Walton, 1999), causando menor daño al tendón y sin ningún tipo de interferencia con el tendón cuando se introduce el tornillo (Walton, 1999). Sin embargo, poco se sabe acerca de las propiedades exactas que poseen estos tornillos, debido, principalmente, a que los fabricantes tan solo aportan información del porcentaje de cada material que pueda contener y no las propiedades mecánicas del polímero completo. Es por este motivo que, si se desea introducir este material exacto en un modelo de elementos finitos, se hace necesaria la caracterización experimental del mismo.

Existen ciertas discrepancias en la elección de la correcta relación entre diámetro del túnel y diámetro del tornillo (Herrera et al., 2010), donde la premisa principal parece ser que para un túnel tibial determinado, tornillos más anchos y más largos van a permitir una fijación de la plastia más segura. Aunque parece que la variable que más afecta al mejor resultado de la reconstrucción, es el diámetro del tornillo, utilizando uno de dimensión superior al diámetro del túnel tibial (Herrera et al., 2010).

Recientemente, se ha demostrado que la fijación tibial utilizando tan solo tornillos interferenciales, resulta insuficiente para pacientes con baja calidad ósea (osteoporosis), produciéndose el fallo de la reconstrucción debido a, entre otras causas, deslizamiento entre la plastia y la fijación (Domnick et al., 2017). Dado que la lesión de LCA se ha convertido en una lesión más habitual también en pacientes de avanzada edad, la fijación tibial para huesos osteoporóticos comienza a ser una preocupación. Una propuesta que está tomando fuerza es la fijación híbrida, compuesta de un tornillo interferencial y un button cortical, que fortalece enormemente la robustez de la fijación tibial (Domnick et al., 2017; Pedowitz, 2017).

### 2.3.3 Huesos

La organización estructural de los huesos, tales como la tibia, el fémur y las vértebras es muy compleja. Incluye varios niveles: macroescala, microescala, nanoescala y subnanoescala (Fig. 2.4) (Rho, 1998).

A nivel macroscópico (~1-5 mm) existen dos tipos de hueso, cortical (compacto) y trabecular (esponjoso). El hueso trabecular se caracteriza por ser un material de menor densidad porosa, como una esponja, intercalando entre su red celular una gran cantidad de médula y sangre. La densidad del hueso cortical es de aproximadamente  $2\text{g/cm}^3$  y la del hueso trabecular de  $1.82\text{g/cm}^3$  (Gibson and Ashby, 1997). Aunque tengan casi la misma composición, ambos tipos de hueso se diferencian en su porosidad que aproximadamente es del 75-95% y 5-10% respectivamente (Fratzl and

Weinkamer, 2007; Martin et al., 2015). Las propiedades mecánicas del hueso varían tanto a nivel estructural como a nivel de porosidad y situación jerárquica en la estructura.

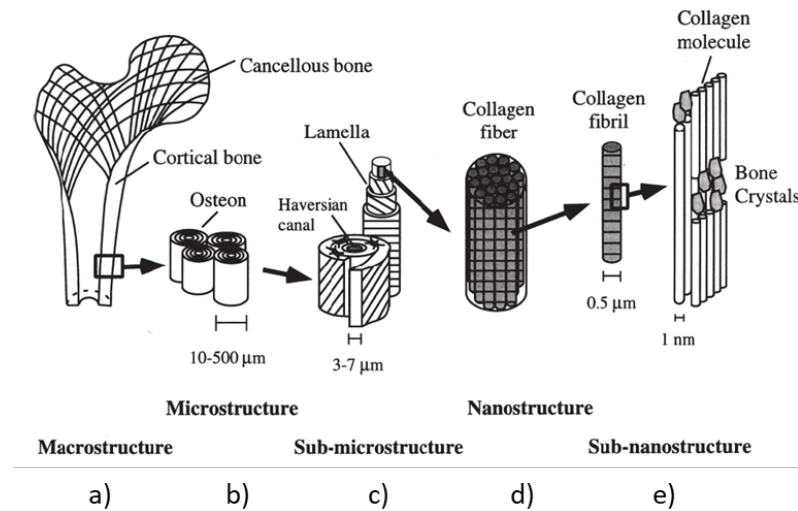


Fig. 2.4. Estructura jerárquica del hueso por Rho et al (1998): (a) Hueso cortical y trabecular; (b) Osteones; (c) láminas; (d) fibras de colágeno ensambladas; (e) cristales minerales, moléculas de colágeno y proteínas.

### Hueso cortical

El hueso cortical es un tejido mineralizado denso que rodea al hueso trabecular (confinándolo de forma natural) en las epífisis de los huesos largos y vértebras, formando también el exterior de la diáfisis de este tipo de huesos. Como se puede ver en la Fig. 2.4, está compuesto por láminas concéntricas dispuestas alrededor de los vasos sanguíneos, formando a su vez los conocidos osteones y áreas intersticiales (Fratzl and Weinkamer, 2007). A lo largo de la historia se ha investigado la microestructura del hueso cortical utilizando diferentes métodos, como la microscopía electrónica para escaneo de las muestras (Boyde, 2012). Por otro lado, algunos parámetros morfológicos, como la porosidad o la densidad, fueron descubiertos utilizando métodos de microscopía y estereología (Parfitt, 2006) en secciones transversales.

Una de las razones del estudio de este tipo de hueso a nivel microscópico es que sus propiedades mecánicas, en términos de macroescala, están muy relacionadas con su microestructura y composición. Esta relación ha sido ampliamente estudiada (Budyn et al., 2011; Diane Margel Robertson, 1978; Igor Sevostianov, 2000; Neil Dong and Edward Guo, 2004; Rho et al., 1995; Richard et al., 1993; Schaffler et al., 1990; Zioupos, 2001). Estos autores determinaron que el módulo elástico, resistencia y energía de absorción de este tipo de hueso va a decrecer conforme aumenta su porosidad o el área ocupada por los osteones (Diane Margel Robertson, 1978; Richard et al., 1993; Zioupos, 2001). Un cambio en su contenido mineral debido a la edad del individuo también puede afectar a sus propiedades elásticas y de cedencia. Otro factor que afectará a la integridad del hueso cortical será la acumulación de pequeñas grietas debidas a la remodelación del hueso que afectará a su resistencia a fatiga y de fluencia (Schaffler et al., 1990; Zhang et al., 2013).

Para caracterizar el hueso cortical se han utilizado numerosas técnicas. Una de las más usadas ha sido la microindentación, que permite obtener las propiedades del material a nivel laminar. Los

primeros en utilizar este método fueron (Oliver and Pharr, 1992). Mientras que la mayoría de estudios se han centrado siempre en obtener los parámetros de la zona elástica de este material (Franzoso and Zysset, 2008; Hoffler et al., 2005; Reisinger et al., 2011; Zysset et al., 1999), de este tipo de ensayos también se puede extraer las propiedades una vez alcanzada la tensión de fluencia utilizando métodos de caracterización inversa (con modelos de elementos finitos) (Carnelli et al., 2010; Mullins et al., 2009; Tai et al., 2006).

### Hueso trabecular

El hueso trabecular está presente en los extremos de los huesos largos, como la tibia y en el interior de las vértebras. Se trata de un sólido celular poroso, complejo, heterogéneo y anisótropo (Fig. 2.5). Este material compuesto natural contiene, entre sus poros, médula y otras partículas óseas y se clasifica como un amplio material celular. A nivel microscópico, está compuesto de varillas y placas, que representan la estructura celular básica de este hueso.

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular están afectadas por numerosos factores, tales como la localización anatómica (Morgan et al., 2003; Morgan and Keaveny, 2001), carga, microarquitectura, densidad mineral del hueso (BMD)(Kopperdahl and Keaveny, 1998; Morgan et al., 2003), sexo, edad (McCalden et al., 1997; Richard et al., 1993) y el buen estado del hueso (Li and Aspden, 1997). Gran parte de las propiedades mecánicas del hueso trabecular proceden del ensayo a compresión uniaxial de muestras representativas de este tipo de hueso. Los resultados obtenidos reflejaron una elevadísima variabilidad en las propiedades mecánicas con valores del módulo elástico que podían variar más de un orden de magnitud (Tabla 2.3), pero que podían ser achacadas a las diferentes procedencias de dichas muestras. No obstante, incluso dentro de la misma zona anatómica (Goldstein et al., 1983) ensayando muestras de hueso trabecular de tibia proximal sobre cinco cadáveres, obtuvieron valores del módulo de Young que variaban entre 4.2 a 430 MPa. Por su parte, dependiendo de la zona anatómica, el límite elástico del hueso trabecular puede variar con un factor de 8 mientras que la deformación elástica estará variando en un margen del 20% (Morgan and Keaveny, 2001). Además, y tal como se refleja en la Tabla 2.4, este tipo de hueso muestra una gran asimetría, es decir, su límite elástico a compresión es significativamente mayor que a tracción. En cuanto al coeficiente de Poisson en el hueso trabecular, en la literatura se encuentran valores que varían entre 0.03 y 0.63 (Ulrich et al., 1998).

Otra forma muy utilizada de obtener, indirectamente, las propiedades mecánicas del hueso trabecular, es a partir de su densidad aparente relativa o fracción de volumen del hueso trabecular, que puede ser calculada como el cociente entre la densidad el hueso y la densidad de una sola trabécula (Gibson and Ashby, 1997). La microarquitectura y la densidad juegan un papel fundamental en la determinación de las propiedades mecánicas del hueso trabecular, y contribuyen fuertemente a su anisotropía. Según (Gibson, 2005), el módulo elástico del hueso trabecular es proporcional al cuadrado de su densidad relativa, si bien existen muchas otras expresiones que ligan estas dos propiedades. Conviene señalar, no obstante, que esta densidad también varía de una zona anatómica a otra, con valores que oscilan entre 0.09 y 0.75 g/cm<sup>3</sup> para humanos (Morgan et al., 2003).

Conviene señalar en este punto, que la gran variabilidad de resultados exhibidos en la literatura, no se debe tan solo a diferencias en cuanto a la procedencia del hueso, sino en gran medida al uso de procedimientos de ensayo poco fiables y, en muchos casos, erróneos, por lo que se hace necesario caracterizar experimentalmente de modo preciso el hueso que quiera ser modelizado.

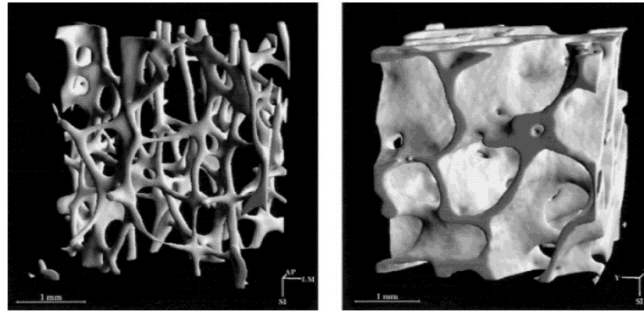


Fig. 2.5. Microarquitectura del hueso trabecular (Hildebrand et al., 1999).

Para caracterizar el hueso trabecular se abre un abanico de posibilidades bastante amplio. Muchos autores han optado por evaluar este material mediante imágenes tomográficas, algunos, mediante nanoindentación, y otros investigadores, han optado por ensayos convencionales como el ensayo de compresión. A continuación, se hará una breve descripción de los diferentes métodos utilizados y los resultados obtenidos.

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas del hueso trabecular de la literatura. Valores representados como media  $\pm$  desviación estándar

Zona	Origen	$\rho_{app}$ ( $g/cm^3$ )	E (MPa)	$\sigma_y$ (MPa)	$\epsilon_y$ (%)	Autores
Tibia prox.	Humano	0.23 $\pm$ 0.06	1091 $\pm$ 634	5.83 $\pm$ 3.42	0.73 $\pm$ 0.06	(Keaveny et al., 2001)
Tibia prox.	Humano		485 $\pm$ 333			(Røhl et al., 1991)
Tibia prox.	Humano		409 $\pm$ 53			(Linde and Hvid, 1989)
Tibia prox.	Bovino		2380 $\pm$ 777			(Keaveny et al., 1994)
Tibia prox.	Bovino	0.55 $\pm$ 0.11	2990 $\pm$ 882	21.3 $\pm$ 8.05	1.09 $\pm$ 0.12	(Keaveny et al., 1997)
Tibia prox.	Humano		336 $\pm$ 86			(Goldstein et al., 1983)
Vértebra T10-L5	Humano	0.18 $\pm$ 0.05	344 $\pm$ 148	2.02 $\pm$ 0.92	0.77 $\pm$ 0.06	(Morgan and Keaveny, 2001)
Vértebra-lumbar	Humano	0.14 $\pm$ 0.06	165 $\pm$ 110			(Keaveny et al., 1997)
Vértebra	Humano		67 $\pm$ 45			(Mosekilde et al., 1987)
Vértebra T10-L4	Humano	0.17 $\pm$ 0.04	291 $\pm$ 113	1.92 $\pm$ 0.84	0.84 $\pm$ 0.06	(Kopperdahl and Keaveny, 1998)
Vértebra L5	Ovino		1650 $\pm$ 200			(Harrison et al., 2008)

Tabla 2.4 Asimetría entre tensión de cedencia a tracción y a compresión del hueso trabecular en la literatura.

Zona	Origen	$\sigma_y$ compresión (MPa)	$\sigma_y$ tracción (MPa)	Autores
Tibia proximal	Bovino	21.3±8.05	15.6±4.19	(Keaveny et al., 1994)
Vértebra T10-L4	Humano	1.92±0.84	1.75±0.65	(Kopperdahl and Keaveny, 1998)
Vértebra T10-L5	Humano	2.02±0.92	1.72±0.64	(Morgan and Keaveny, 2001)
Tibia proximal	Humano	5.83±3.42	4.50±3.14	(Morgan and Keaveny, 2001)

El hueso trabecular distribuye la carga desde las superficies articulares hasta el hueso cortical a través de su matriz constitutiva. Esta matriz es la que verdaderamente soporta la carga (van Rietbergen et al., 1995). A pesar de su importancia, no existe apenas información sobre las propiedades microestructurales y de carga de este tipo de hueso. Su módulo elástico (0.4 – 3.6 GPa) (Ryan and Williams, 1989) es aceptado en un valor muy inferior al del cortical, que está entre 16 y 20 GPa para humanos. No obstante, estos valores oscilan según el estudio. Por un lado, usando un método de flexión en 4 puntos, (Choi et al., 1990; Choi and Goldstein, 1992; Kuhn et al., 1989) obtuvieron un resultado de 3.81-5.72 GPa. Hace unos años, (Rho et al., 1993) determinaron el módulo de Young para un trabecular simple, utilizando ensayos de microtracción, obteniendo resultados para dicho parámetro de entre 10.4-14.8 GPa.

Ayudándose de un modelo numérico en dos dimensiones, en 1982, (Williams and Lewis, 1982) determinaron que el módulo elástico rondaba 1.3GPa. Por su lado, (Rho et al., 1997) realizaron una investigación experimental para medir las propiedades elásticas intrínsecas de componentes microestructurales de la zona trabecular de las vértebras humanas mediante nanoindentación. Las muestras procedentes de ambas zonas eran de origen humano y estaban congeladas antes del ensayo, por lo que siguieron un procedimiento de deshidratación y embutición en resina epoxi para someterlas a nanoindentación y así medir el módulo de Young y la dureza. En este estudio, las vértebras fueron definidas con un módulo elástico para su hueso trabecular de  $E=13.5\pm 2.0$  GPa.

Ante los resultados obtenidos por estos autores (Choi et al., 1990; Rho et al., 1997, 1993; Ryan and Williams, 1989; Williams and Lewis, 1982), parece evidente que el hueso no se comporta igual a nivel microestructural que macroscópico.

(Gupta et al., 2005) utilizaron la nanoindentación para determinar con la ayuda de un micrómetro el nivel de respuesta elástica y plástica de la interfaz hueso-cartílago en humanos. La rigidez local y su dureza fueron evaluadas a través de los datos recogidos en la curva carga-desplazamiento del indentador. Obtuvieron dos correlaciones diferentes entre el módulo elástico obtenido mediante nanoindentación y el contenido mineral de dicha interfaz.

Por su parte, (Gan et al., 2010) obtuvieron, también por nanoindentación, el módulo elástico del hueso trabecular de origen bovino, concretamente, del fémur del animal. Utilizando nanoindentación estudiaron además cómo podría variar el comportamiento de esos huesos cuando eran sometidos a diferentes solicitaciones de compresión: exentas de carga, después de haber sido car-

gadas hasta un nivel de tensión justo antes de alcanzar la cedencia aparente, y finalmente después de sobrepasar este nivel de cedencia. Estos autores insisten en que existen factores estructurales como la porosidad, la variación del espesor del hueso trabecular, y los diferentes niveles de conectividad que influyen mucho en el tipo de fallo que exhibirá el hueso trabecular bajo la carga aplicada. Tras ensayos por nanoindentación mediante diferentes técnicas, obtuvieron una serie de valores de módulo elástico que oscilaban entre 1 GPa y 26 GPa. Las razones de esta variabilidad parecían radicar en las distintas cargas aplicadas, los diferentes tamaños de los elementos en volumen, y las variaciones de escala de longitudes durante la experimentación.

Por otro lado, (Keaveny et al., 2001) afirmaba que el hueso trabecular es un material complejo con una heterogeneidad marcada. Sus propiedades elásticas y resistentes varían fuertemente dependiendo de la zona anatómica de estudio, con la edad y con las posibles enfermedades que pueda tener el paciente. Es por este motivo que todas estas propiedades dependen mucho de la densidad, salvo las deformaciones a las que el hueso falla, que parecen independientes de la misma. En este estudio, para una tibia proximal, habiendo analizado sujetos de entre 59 y 82 años, los valores de  $E$  rondaban los  $445 \pm 257$  MPa. Mientras que la resistencia última alcanzaba los  $5.3 \pm 2.9$  MPa. Se puede ver la gran variabilidad en los resultados con una desviación típica muy elevada.

Por tanto, dos medidas importantes que se deben tener en cuenta a la hora de caracterizar el tejido óseo, son las densidades del tejido y la aparente. La densidad del tejido se define como el cociente entre la masa y el volumen del tejido óseo completo (células y componentes extracelulares). Suele ser bastante similar tanto para el hueso cortical como el trabecular, con pequeñas variaciones dependiendo de la edad del sujeto. Su magnitud suele alcanzar los  $2.0 \text{ g/cm}^3$ . Por otro lado, la densidad aparente se define como el radio de la masa del tejido óseo en relación con el volumen aparente, incluyendo el volumen asociado con los canales vasculares y el alto nivel de porosidad. Los valores típicos de densidad aparente de hueso cortical hidratado están en torno a  $1.85 \text{ g/cm}^3$ , valor que no varía demasiado independientemente de la zona anatómica de estudio o de la especie de la que se obtenga la muestra. Por el contrario, la densidad aparente del hueso trabecular puede variar desde  $0.1 \text{ g/cm}^3$  en la espina dorsal hasta  $0.3 \text{ g/cm}^3$  para la tibia humana (Kopperdahl and Keaveny, 1998).

Dado que el hueso trabecular es un material heterogéneo y poroso, se puede asumir que sus propiedades mecánicas anisótropas van a depender de la porosidad del mismo, así como de la arquitectura en la que se distribuyen las trabéculas. Algunas patologías, como la osteoporosis, la osteoartritis o el cáncer de hueso también afectan a las propiedades mecánicas del hueso (Hipp et al., 1992; Pugh et al., 1974). El valor del módulo de Young puede variar enormemente dentro de la epífisis dependiendo de la dirección de la carga. Típicamente, el módulo elástico en hueso humano trabecular se encuentra entre 10 y 3000 MPa dependiendo de factores tales como la porosidad o la densidad. Su resistencia se estima que se encuentra entre 0.1 y 30 MPa.

Otra metodología para la caracterización del hueso humano sería la utilización de tomografías computerizadas (CT) (Gupta and Dan, 2004). Este método relaciona de forma unívoca la densidad aparente y el módulo elástico del material. Existe una relación directa cuantitativa entre las imágenes tomográficas en escala de grises (uso de píxeles en unidades Hounsfield) y la densidad aparente del hueso. Así, estos autores, a partir de la densidad aparente, obtienen los valores de las propiedades mecánicas del hueso que se recogen en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5. Propiedades del hueso en (Gupta and Dan, 2004)

Propiedad	Hueso cortical		Hueso trabecular
	Transv.	Longit.	Longitudinal
Resistencia compresión (MPa)	106 – 133	167 – 213	50
Resistencia tracción (MPa)	51-56	78-150	8
Módulo de Young (GPa)	6-13	14.5-34.3	0.05-0.4

Aunque los ensayos de compresión uniaxial son los más usados para obtener las características mecánicas del hueso trabecular, los ensayos de compresión confinados (Charlebois et al., 2010; Kelly, 2012; Linde and Hvid, 1989) y los ensayos multiaxiales (Fenech and Keaveny, 1999; Keaveny et al., 1999; Rincón-Kohli and Zysset, 2009) también fueron utilizados por otros autores. (Linde and Hvid, 1989) hicieron ensayos de compresión confinada con probetas de tibia proximal humana (hueso trabecular), dentro del régimen elástico, hasta una deformación máxima de 0.8%. Estos autores también llevaron a cabo ensayos de compresión in situ sobre especímenes de hueso trabecular, donde la zona exterior del hueso trabecular permaneció intacta durante el proceso de carga. (Fenech and Keaveny, 1999) hicieron ensayos de torsión axial sobre hueso trabecular bovino con probetas sometidas a una combinación de esfuerzos de compresión y torsión y, por otro lado, tracción y torsión. (Keaveny et al., 1999) ensayaron tibias proximales de origen bovino hasta el fallo bajo compresión triaxial. Los valores de tensión axial y presión radial son de entre 5 y 8.3 MPa.

La validación de los resultados experimentales se lleva a cabo a través de modelos computacionales evaluando así el comportamiento mecánico del hueso trabecular, mayormente bajo compresión uniaxial. A lo largo de la historia, se ha investigado con modelos continuos y microestructurales basados en modelos de elementos finitos para determinar las propiedades del hueso trabecular. Es el caso de los modelos microestructurales de alta resolución basados en tomografías micro computarizadas ( $\mu$ CT). Estos modelos tienen la ventaja de incorporar las características a nivel microscópico del hueso trabecular, y, por tanto, ofrecen una representación más precisa de su microestructura. Sin embargo, esta microestructura necesita de modelos de coste computacional elevado y por ello, están más limitados. Debido a su gran eficiencia computacional, los modelos continuos son mucho más prácticos para utilizarlos a nivel macroscópico permitiendo el estudio en grandes deformaciones, definiendo así el comportamiento inelástico del material y la complejidad de los contactos entre superficies.

Además de para modelos continuos, algunos autores (Guillén et al., 2011; Niebur et al., 2000; Reilly and Burstein, 1975) trabajaron con formulaciones constitutivas no lineales en elementos finitos micro estructurales para investigar el comportamiento del hueso trabecular después del fallo (post-yielding). Basándose en los ensayos de comportamiento de hueso cortical a nivel macroscópico realizados por (Reilly and Burstein, 1975), que mostraban la clara asimetría existente entre el comportamiento a tracción y a compresión, (Niebur et al., 2000) implementaron un criterio de fallo bilineal y asimétrico para hueso trabecular como el que se describe en la Fig. 2.6. Este modelo reduce el modulo tras el fallo en un 5% para una determinada deformación crítica principal. Posteriormente, (Guillén et al., 2011) implementaron un modelo constitutivo multilíneal, parecido al bilineal basado en deformación principal de (Niebur et al., 2000) que asume un



comportamiento perfectamente plástico tras superar en un 3% la deformación última en compresión y tracción.

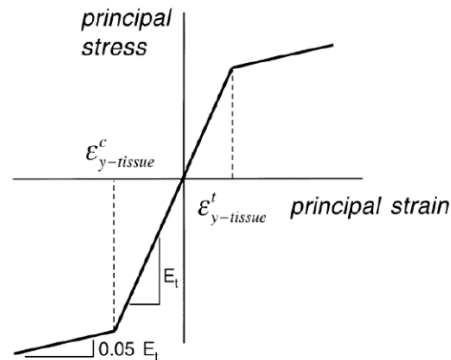


Fig. 2.6. Bilinealidad del hueso trabecular basada en el criterio de (Niebur et al., 2000).

En 2013, (Harrison et al., 2013) proponen un modelo para hueso trabecular vertebral, caracterizado bajo cargas de compresión uniaxial incorporando daño de material basado en el criterio de deformación principal y fractura posterior mediante eliminación de elementos y fuerzas cohesivas en la microarquitectura trabecular. Por su parte, (Niebur et al., 2002) propusieron un criterio de fallo aplicado a múltiples superficies con dos elipses que intersecaban en los puntos de fallo del eje axial y transversal.

(Bayraktar and Keaveny, 2004) también utilizaron el modelo de (Niebur et al., 2002), basado en la deformación principal, para simular el comportamiento del hueso trabecular bajo deformaciones de torsión, proponiendo, además, un criterio de fallo modificado basado en el uso de superelipsoides para las tres direcciones principales de deformación. Basándose en este modelo, (Gupta et al., 2007) consideraron una formulación similar a la plasticidad con endurecimiento isotrópico/cinemático en el espacio de deformaciones del hueso trabecular.

(Fenech and Keaveny, 1999) investigaron la adecuación del modelo de plasticidad de von Mises, el criterio de deformación principal, la formulación de plasticidad de Tsai-Wu y finalmente el criterio de sólido celular con el que querían predecir los datos experimentales del fallo a torsión axial.

El comportamiento inelástico del hueso trabecular para el caso confinado (Charlebois et al., 2010) y el multiaxial (Rincón-Kohli and Zysset, 2009) ha sido ampliamente investigado.

### Efecto de la osteoporosis sobre las propiedades mecánicas del hueso

La osteoporosis es una enfermedad en la cual los huesos se debilitan y son más propensos a romperse. Las fracturas por osteoporosis pueden producir profundos dolores y discapacidades. Además del tabaco, algunos factores de riesgo para el desarrollo de la enfermedad pueden ser: descalcificación, causas hereditarias, menopausia prematura, amenorrea, uso prolongado de ciertos medicamentos, falta de ejercicio físico o ingesta excesiva de alcohol.

En cada uno de los estudios consultados para determinar los efectos de la osteoporosis (Ciarelli et al., 2000; Homminga et al., 2002; Lian et al., 2005), se atisban diferencias en las propiedades del hueso trabecular en relación con la densidad ósea (pacientes sanos o con osteoporosis). En

(Ciarelli et al., 2000) podemos observar cómo, haciendo mediciones en especímenes provenientes de la cabeza femoral de los pacientes con fracturas de cadera, no existen diferencias en la resistencia del hueso, pero sí que las hay en cuanto al módulo elástico (Homminga et al., 2002). Además, estos autores realizan un análisis basado elementos finitos a partir de datos tomados de microtomografías y concluyen que el principal cambio en el comportamiento elástico se produce en las propiedades transversales del hueso, y no en la habitual dirección de carga (longitudinal).

Finalmente, (Ding et al., 2000) hicieron ensayos de compresión sobre especímenes humanos de tibia proximal (hueso trabecular) en edades comprendidas entre los 16 y los 83 años de edad y determinaron sus propiedades mecánicas, densidad y contenido mineral y de colágeno. Determinaron que el módulo de Young es más alto en edades comprendidas entre los 40 y los 50 años, mientras que la tensión última y la energía acumulada antes del fallo son máximas en edades tempranas. Estas variaciones relacionadas con la edad son no lineales y se deben principalmente a la pérdida de sustancia trabecular en el hueso más que a un decrecimiento de la calidad de la sustancia ósea.

## 2.4 Caracterización mecánica de materiales biológicos

Existen multitud de ensayos mecánicos para realizar la caracterización mecánica de materiales biológicos. Normalmente, a través de estos ensayos, se obtienen valores de carga y desplazamiento, los cuales a través de la geometría de la probeta utilizada, nos permitirán obtener los parámetros mecánicos que caracterizan al material como el Módulo de Young,  $E$ , la resistencia del material,  $\sigma_u$ , o su tensión de fluencia,  $\sigma_y$ . En algunos ensayos, como el caso de tracción o compresión, la relación entre carga-desplazamiento y tensión-deformación está perfectamente definida a través de la teoría de elasticidad, permitiéndonos obtener los parámetros mecánicos característicos de forma prácticamente directa. En otros casos, estas relaciones no están tan claras y debemos obtenerlas utilizando otras herramientas.

A continuación, se explicarán los diferentes tipos de ensayos mecánicos que se han utilizado para la caracterización de los diferentes elementos que intervienen en la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, es decir, el hueso cortical, el hueso esponjoso, el tendón o plastia que sustituye al ligamento dañado y tornillo interferencial que sujetará la nueva plastia en el túnel de inserción tibial.

En el caso de tendones y ligamentos, sin duda, son los ensayos de tracción los más ampliamente utilizados en su caracterización mecánica (Benedict et al., 1968; De Oliveira et al., 2011; Kalson et al., 2010; Maganaris and Narici, 2005; Mommersteeg et al., 1996). Esto se debe a que estos elementos, por lo general y, sobre todo en el caso que nos ocupa de la reconstrucción de LCA, trabajan mayoritariamente a tracción. La curva tensión-alargamiento (Fig. 2.7) de este tipo de tejidos muestra que los tendones sufren una elongación inicial, con una deformación importante bajo cargas bastante reducidas. Sin embargo, si se sigue traccionando al tendón, se comprueba cómo su comportamiento se va rigidizando, ofreciendo una gran resistencia a seguir deformándose y teniendo que aplicar cargas bastante elevadas para conseguir romperlo.

Ha de tenerse en cuenta que los grandes valores de alargamiento que tanto tendones como ligamentos exhiben en la zona inicial de comportamiento (Toe region, Fig. 2.7) deben ser captados con equipos que midan las deformaciones de forma precisa y adecuada, equipos que hasta hace relativamente poco tiempo no estaban disponibles para la mayor parte de los investigadores.

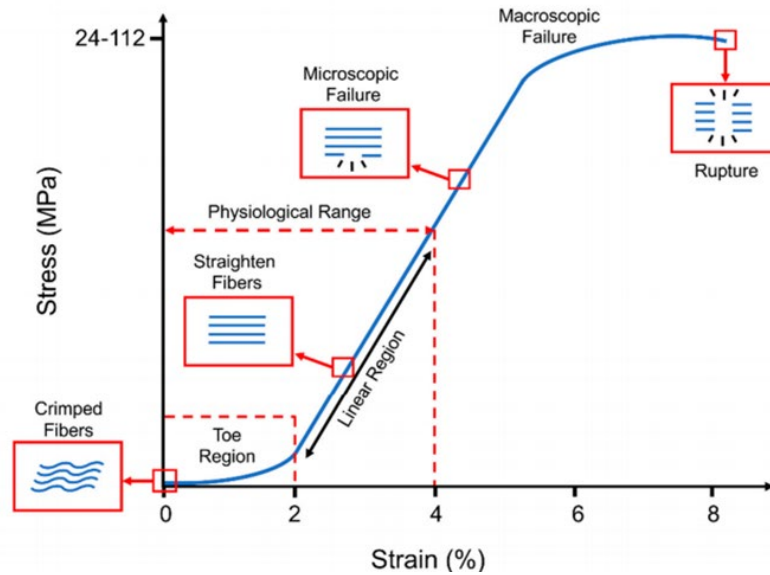


Fig. 2.7. Curva de tracción tensión-deformación del comportamiento de las fibras de colágeno en tendones (Sensini and Cristofolini, 2018)

En el caso del hueso trabecular, sin embargo, el ensayo mecánico por excelencia es el de compresión uniaxial, debido, precisamente, a que es este tipo de carga lo que el hueso trabecular debe soportar durante la mayor parte del tiempo. No obstante, y como ya se ha señalado anteriormente, muchos de los valores de propiedades mecánicas que aparecen en la bibliografía proceden de otros tipos de caracterizaciones indirectas (tomografía computerizada, medidas de densidad ósea, etc), que, de nuevo, junto con la aplicación de metodologías no demasiado fiables, son las responsables del amplio rango de valores en los que se mueven dichas propiedades.

Sin embargo, a través de los ensayos de compresión uniaxial se conoce la marcada anisotropía del hueso trabecular y la necesidad de buscar modelos de comportamiento adecuados para su descripción. Así, es necesario pensar en evaluar su comportamiento mediante ensayos que simulen el estado natural del mismo, que a todas luces resulta confinado por el hueso cortical. Por este motivo, se hace necesario utilizar una variante del ensayo de compresión uniaxial para medir las propiedades de este material bajo condiciones de confinamiento. De esta forma el ensayo valorará si las tensiones hidrostáticas, producidas por la presión de las paredes de los dispositivos de confinamiento, son también responsables de su comportamiento plástico (Kelly, 2012). Este tipo de ensayos fueron aplicados por (Kelly and McGarry, 2012) para caracterizar hueso trabecular de origen bovino. Para ello, fabricaron un utillaje especialmente preparado para este ensayo que evitaba el desplazamiento lateral de la probeta al aplicarle carga a la misma. Con este fin, colocaron las probetas en una zona hueca del utillaje. Esta zona se diseñó con medidas exactamente iguales a las de la probeta que ensayaron. La parte que sujeta la probeta quedaba asegurada entre los platos de aplicación de la carga, que fue aplicada mediante la acción de un punzón, también con las mismas medidas que la probeta.

Finalmente, el último material biológico que interviene en la reconstrucción es el hueso cortical. Este material posee un comportamiento mecánico más rígido y resistente que el hueso trabecular. El ensayo que se suele utilizar para caracterizarlo es la indentación (Chittenden, 2011; Feng et al., 2012; Rho et al., 1997) y la tracción (Kotha and Guzelsu, 2007; Nalla et al., 2006), además de otras técnicas de las que se ha hablado más arriba, como ensayos de escaneado CT para medir la densidad ósea, ultrasonidos, etc. No obstante, y como ya se ha comentado, ninguno de estos

ensayos es capaz de describir de una forma totalmente eficiente el comportamiento macromecánico de este tipo de hueso, lo que deriva en la gran variabilidad de resultados mostrados por la bibliografía (Gupta and Dan, 2004; Ho Ba Tho et al., 2012; Keaveny et al., 2004; Kotha and Guzelsu, 2007; Nalla et al., 2006; Rho et al., 1997; Richard et al., 1993). En este sentido, aunque arriesgado, podría resultar interesante aplicar nuevas técnicas de ensayo, que han resultado eficaces en la caracterización de otros tipos de materiales y que podrían dar buenos resultados para el hueso cortical.

Uno de esos ensayos es el Small Punch Test, cuya configuración esquemática se refleja en la Fig. 2.8. Se trata de un ensayo miniatura, dado que utiliza muestras de muy poco tamaño (discos de unos 10 mm de diámetro y 0.5 mm de espesor), lo que resulta ideal para el hueso cortical, dada la complejidad que supone obtener probetas de este hueso con el suficiente tamaño para poder aplicar ensayos convencionales, como el de tracción.

Se trata realmente de un ensayo de flexión biaxial, que fue diseñado inicialmente para la caracterización de material irradiado (normalmente acero). En este ensayo, la zona central de la probeta, sometida a la acción de un punzón de cabeza semiesférica, es obligada a deformarse hasta la rotura, haciéndola pasar a través de un agujero de forma cilíndrica mientras los bordes de la probeta se encuentran completamente empotrados en el contorno del agujero (Fig. 2.8). Este ensayo, totalmente consolidado en la caracterización mecánica de aceros y materiales metálicos, también ha demostrado su aplicabilidad en el caso de otros materiales como los polímeros y las cerámicas (Cuesta et al., 2016; Rasche et al., 2014; Rodríguez et al., 2016a; Soltysiak et al., 2014; Xiong et al., 2005). El ensayo SPT permite obtener diversas propiedades mecánicas, como el módulo elástico, el límite de cedencia, la resistencia a la tracción, el alargamiento e, incluso, la tenacidad a la fractura (Fernández et al., 2015; García et al., 2014; Rodríguez et al., 2016b).

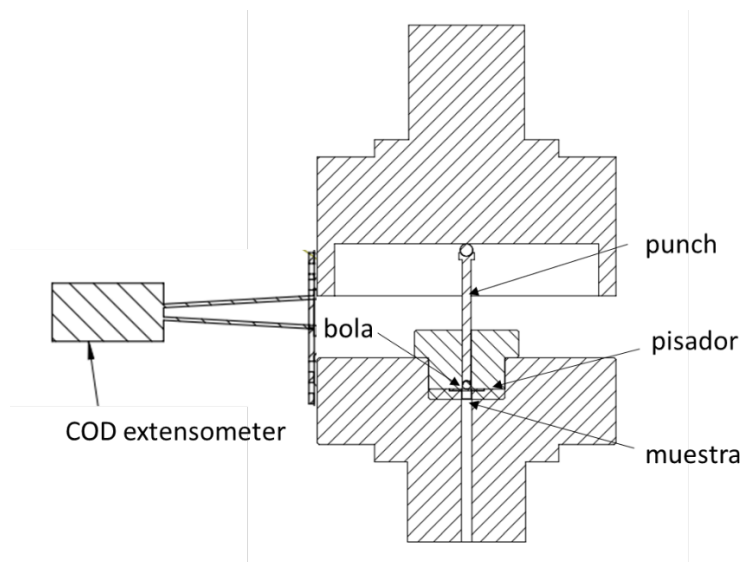


Fig. 2.8. Configuración del ensayo SPT con pisador

Demostrada la aplicabilidad de este ensayo en materiales que, a priori, se comportarían de modo similar al hueso cortical (Quintana et al., 2019), se podría utilizar este ensayo en la caracterización de hueso cortical procedente de zonas muy concretas, como la tibia proximal y el fémur distal, intervinientes en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior.

Dado que sería la primera vez que se aplicase este ensayo en la caracterización de este tipo de material, el proceso a seguir sería comparar los resultados experimentales obtenidos con los procedentes de modelos numéricos que simulen el ensayo y que, mediante métodos inversos (Wenger et al., 2018), nos permitan estimar las propiedades mecánicas del material

## 2.5 Obtención de la geometría anatómica y asignación de materiales

Si se desea representar en los modelos de elementos finitos la geometría exacta de las partes anatómicas de estudio (teniendo siempre presente el coste computacional que esto acarrea), es necesario obtener imágenes médicas (MR) o tomografías computerizadas (CT). A partir de estas imágenes se obtienen los modelos en 3D que representan fielmente la geometría de la zona anatómica escaneada (Kazemi et al., 2013).

El proceso general para obtener de las imágenes médicas un modelo en tres dimensiones (Fig. 2.9) de la zona estudiada es el siguiente:

- Segmentar las imágenes médicas para fijar los límites de las zonas anatómicas bidimensionalmente.
- Se crean superficies a partir de las imágenes segmentadas.
- Una vez generado el sólido, se mallan las superficies en un software de elementos finitos o de mallado. Se puede realizar un suavizado de las superficies para obtener mallas más finas (sin esquinas afiladas) y así mejorar la precisión del cálculo por elementos finitos.

Normalmente, las imágenes médicas (MR) se eligen para obtener la geometría de tejidos biológicos blandos mientras que las tomografías computerizadas (CT) están más enfocadas a la simulación de la forma de huesos (Kazemi et al., 2013). Dependiendo de la complicación del estudio, se elige un cálculo tridimensional o bidimensional (Federico et al., 2004).

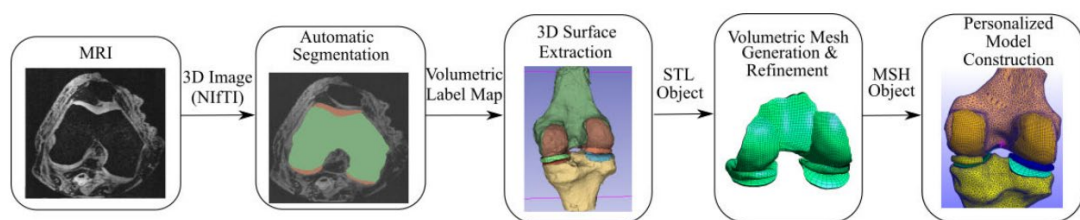


Fig. 2.9. Generación de un modelo en 3D a partir de imágenes médicas (Nikolopoulos et al., 2020)

A continuación, se presenta un breve repaso por los modelos de materiales que suelen usarse en la literatura para describir el comportamiento mecánico de los materiales implicados en la reconstrucción de LCA.

En la mayoría de estudios numéricos, los huesos se consideran como sólidos rígidos debido a sus elevados valores de densidad y módulo elástico en comparación con los tejidos biológicos blandos. Se trata de una simplificación que reduce enormemente el coste computacional de los modelos, pero que solo se puede realizar dependiendo del objetivo del estudio. Es por este motivo

que, en modelos en los que se desea obtener el estado de tensiones en los huesos debida los sistemas de fijación o a los injertos, el hueso se suele modelar como un material elástico lineal, distinguiendo entre hueso cortical y trabecular (Au et al., 2005; E. Peña et al., 2006; Peña et al., 2005; Wan et al., 2017; Yao et al., 2012).

En cuanto a la representación de tendones y ligamentos, la forma más simple es mediante elementos tipo resorte (Suggs et al., 2003; Wang et al., 2015). Sin embargo, otros autores (Chizari et al., 2009; Chizari and Wang, 2009; Completo et al., 2019; Vairis et al., 2016) usaron un modelo elástico lineal para representar tanto al LCA original como a la plastia sustituta debido al poco tiempo que permanecía la articulación bajo el efecto de las cargas durante la flexión de la rodilla. Prácticamente todos ellos basaron sus estudios en los resultados obtenidos con las propuestas de (Kutz, 2003; Reeves et al., 2009). Por su parte, (Vairis et al., 2016) utilizó el modelo Neo-Hookean para materiales hiperelásticos mientras que (Chizari et al., 2011) mejoró sus resultados obtenidos con modelos elástico lineales realizando ensayos experimentales que le ayudaron a determinar los coeficientes necesarios para utilizar el modelo de Mooney-Rivlin para materiales hiperelásticos (modelo de primer orden) para representar el comportamiento del tendón. Además, utilizó el modelo de Rayleigh para considerar viscoelasticidad en el problema.

Otro enfoque diferente y más ajustado al comportamiento real de los tendones, es considerar este material como compuesto por familias de fibras (E. Peña et al., 2006; Peña et al., 2005; Wan et al., 2017), y por tanto su comportamiento constitutivo será modelado como hiperelástico y transversalmente isotrópico, además de quasi-incompresible.

## 2.6 Aplicaciones FEM para la simulación de reconstrucciones de LCA

Las aplicaciones numéricas en biomecánica proporcionan una nueva metodología o herramienta que puede ofrecer información muy útil y que sería muy complicada de obtener experimentalmente (Stanev et al., 2016). No obstante, el desarrollo de estas aplicaciones (mediante el cálculo de elementos finitos), y en concreto para la articulación de la rodilla, de forma precisa y exitosa, es una tarea verdaderamente costosa, debido, en gran parte, al complicado comportamiento de la rodilla y, además, a la ardua tarea de modelar numéricamente las propiedades de todos los tejidos que componen la articulación (tejidos biológicos blandos y duros).

Un modelo numérico correctamente validado, puede facilitar la evaluación del efecto de muchas variables sobre el resultado de la reconstrucción, es decir, tensiones en el injerto, dimensiones adecuadas de los túneles óseos, selección de la fijación y el injerto adecuado, etc. (Richter et al., 2018). Sin embargo, hasta donde llega nuestro conocimiento, el progreso en el modelado numérico como herramienta asistencial a una planificación previa a la cirugía de reconstrucción de LCA, no se ha contemplado hasta el momento.

Existen diversos estudios relacionados con la simulación de la reconstrucción de LCA. No obstante, los objetivos de estas investigaciones son de muy diversa índole, por lo que se procederá a realizar una somera descripción de los más importantes, de cara a plantear los pros y los contras de cada uno de ellos.

En 2003, (Suggs et al., 2003) evaluaron la influencia de la rigidez y la pretensión inicial del tendón en la posterior cinemática y biomecánica de la rodilla. Para ello, utilizaron un modelo numérico basado en resultados experimentales de la bibliografía para validar el mismo a través de la comparativa con el ensayo experimental completo. El modelo 3D lo obtuvieron a partir de resonancias

magnéticas de cadáveres (Fig. 2.10), donde el cartílago lo asumieron como elástico lineal. El ligamento fue modelado como un muelle a tracción con comportamiento no lineal.

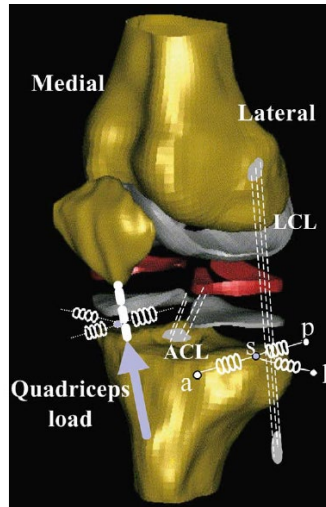


Fig. 2.10. Modelo computacional de la rodilla a partir de imágenes MR (Suggs et al., 2003)

En el año 2005, (Peña et al., 2005) publicaron un estudio del impacto de la rigidez de la plastia (haciendo una comparativa entre BPTB, grácilis y el semitendinoso) y la pretensión inicial en la biomecánica de la rodilla. Este modelo (Fig. 2.11) partió de la geometría obtenida mediante imágenes de resonancias magnéticas correspondientes a una rodilla joven. Los huesos fueron considerados como cuerpos rígidos, mientras que los ligamentos fueron modelados como materiales fibrosos hiperelásticos y no lineales, con un comportamiento definido por una función densidad de energía de deformación transversalmente isótropa (Weiss et al., 1996).

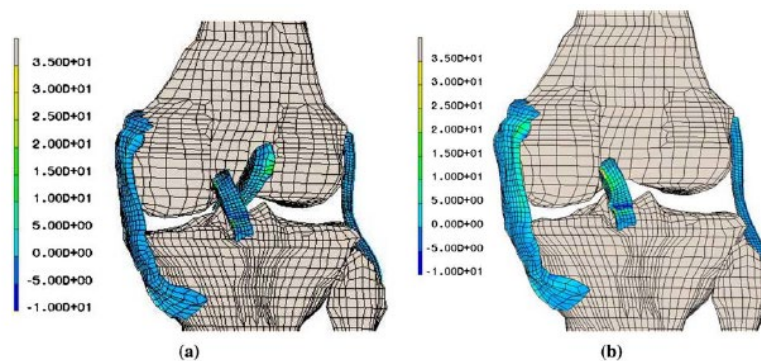


Fig. 2.11. Tensiones principales máximas en la articulación de la rodilla: (a) rodilla sana; (b) rodilla lesionada (Peña et al., 2005)

Un año más tarde, (E. Peña et al., 2006) publicaron un estudio de la influencia del ángulo de inserción del LCA en el fémur y en la tibia sobre la posterior biomecánica de la rodilla, además del estado tensional en el menisco.

Poco después, (Ramaniraka et al., 2007) simulaban varias reconstrucciones de LCA en 3D (Fig. 2.12) donde comparaban la cinemática resultante de una rodilla sana con rodillas operadas de diferentes formas (intra-articular con disposición simple y doble, extra-articular y extra-articular

combinado con intra-articular). En este caso, los huesos circundantes también fueron considerados como sólidos rígidos lo que simplificó enormemente el cálculo. Los ligamentos, tendones y cartílagos (asumidos como tejidos biológicos blandos) se modelaron mediante una ley no lineal para materiales hiperelásticos, mediante la función densidad de energía de deformación propuesta por (Pioletti, 1997).

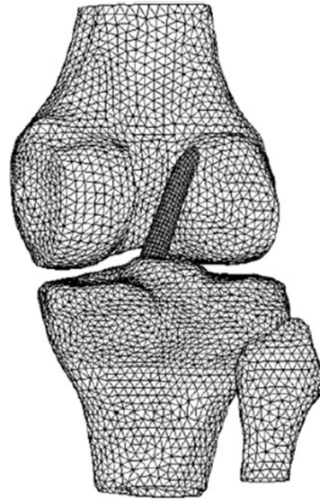


Fig. 2.12. Modelo de elementos finitos realizado por (Ramaniraka et al., 2007)

Por su parte, (Chizari et al., 2007) estudiaron el efecto de una fijación mediante tornillos interferenciales en los estados tensionales que se producen en los túneles tibiales. La simplificación de este autor fue asumir el comportamiento del hueso cortical, el hueso trabecular y el subcondral como elástico lineal e isótropo. Realizaron una simulación dinámica (Abaqus® Explicit) para reproducir la torsión y avance del tornillo en su entrada en el túnel tibial, pero sin encontrarse el tendón en el interior del túnel.

Años más tarde, (Chizari and Wang, 2009) llevaron a cabo un análisis del comportamiento biomecánico de una rodilla post cirugía de una reconstrucción de LCA. Para ello, hicieron uso de imágenes CT para definir todas las partes de la articulación. En esta investigación asumieron comportamiento elástico lineal para hueso y tendón, utilizando un comportamiento isótropo y homogéneo para el hueso. Además, asumieron que el tornillo interferencial había sido utilizado de un material bioabsorbible y que en el momento de su análisis ya había sido absorbido por el cuerpo (Fig. 2.13).

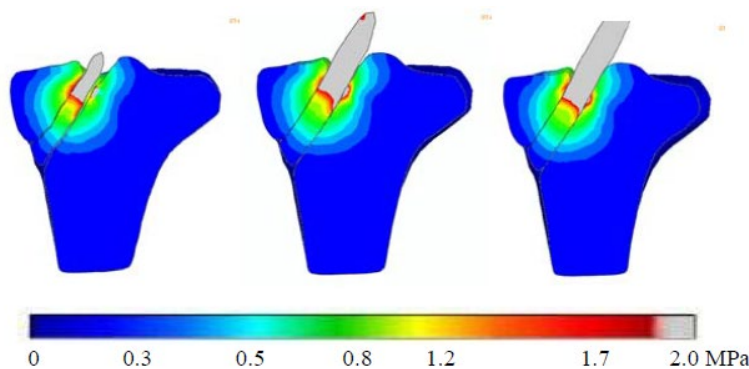


Fig. 2.13. Resultado modelo de elementos finitos de (Chizari and Wang, 2009)



Dos años después, (Chizari et al., 2011) realizaron una simulación del comportamiento de una rodilla tras una reconstrucción de LCA utilizando tornillos interferenciales para un diámetro de túnel tibial de 10mm. Modelaron los tendones adoptando la formulación de Mooney-Rivlin para materiales hiperelásticos.

En 2011, (Wan et al., 2011) publicaron un análisis cuantitativo del efecto de diferentes reconstrucciones de LCA en la posterior biomecánica de la rodilla. Tanto este autor como los anteriores, realizaron una comparación con otros estudios, principalmente con el de (Suggs et al., 2003), para verificar la bondad de sus propuestas. Asumen el comportamiento de los huesos como el de un cuerpo rígido y el de los tejidos blandos (cartílago) como homogéneo e isótropo, con un módulo elástico de 15MPa y un coeficiente de Poisson de 0.475. Además, el menisco fue modelado como un material con comportamiento elástico lineal y transversalmente isotrópico. Los ligamentos se consideraron como materiales hiperelásticos implementados con el modelo Neo-Hookean (para LCA,  $C_{10}=5.83$ ).

Años más tarde, (Westermann et al., 2013) evaluaron el efecto del tamaño de la plastia para el test de Lachman, estimando la laxitud de la rodilla así como el estado tensional del menisco que pudieran aumentar la presión ejercida sobre la articulación. Las geometrías de los componentes de la articulación las obtuvieron del proyecto open-source OpenKnee (obtenidas mediante MRI). El ligamento cruzado anterior lo modelaron como un sólido de forma cilíndrica sencillo (*single bundle graft*) modelando su comportamiento mediante el modelo constitutivo para materiales hiperelásticos de Holzapfel (Holzapfel and Gasser, 2001; Holzapfel et al., 2005, 2002) y los huesos fueron modelados como sólidos rígidos.

(Halonen et al., 2016) realizaron un estudio para obtener resultados de cuál debería ser la pretensión óptima para el tendón utilizando diferentes técnicas de reconstrucción de LCA. En este caso modelaron los ligamentos como pretensados a través de resortes con comportamiento no lineal (Fig. 2.14).

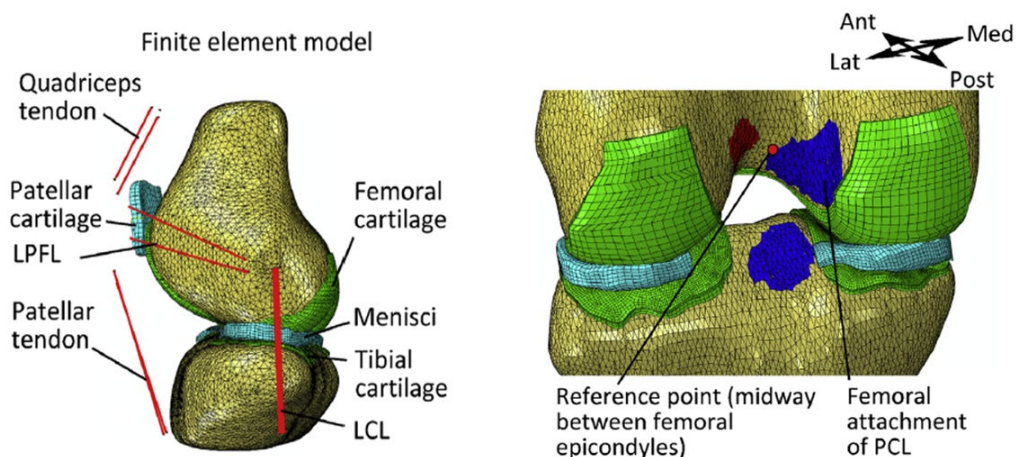


Fig. 2.14. Modelo de elementos finitos en vista sagital. Puntos de referencia (Halonon et al., 2016)

En 2017, (Kang and Bae, 2017) determinaron el tamaño de túnel femoral óptimo a partir de las tensiones generadas en el tendón, estimando los diferentes ángulos de flexión a los que se puede ver sometido el tendón dependiendo de la localización de su inserción femoral. Simularon un túnel femoral de 8mm con un tendón de 7.5mm de diámetro, asumiendo fémur y tibia como cuerpos rígidos y para el tendón, basaron sus cálculos en estudios previos.

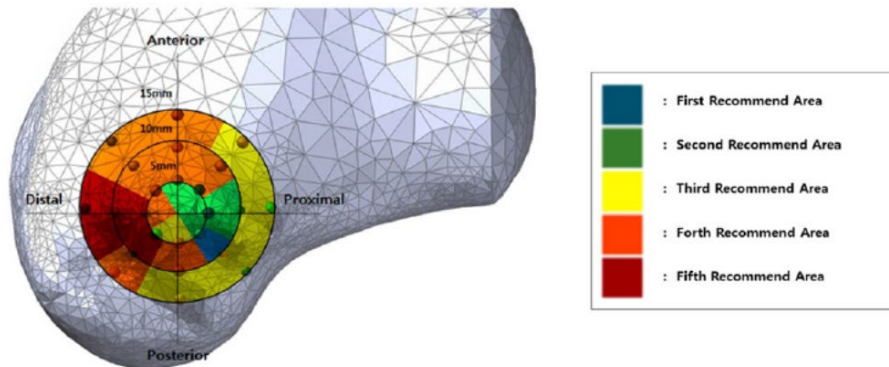


Fig. 2.15. Recomendaciones de la posición del túnel femoral (Kang and Bae, 2017)

En 2019, (Completo et al., 2019) realizaron un análisis por elementos finitos para estudiar el efecto de la situación de diferentes túneles óseos en la posterior cinemática y distribución de tensiones de la articulación tras la reconstrucción (Fig. 2.16). Simplificaron el problema asumiendo comportamiento elástico lineal de todos los materiales de la articulación.

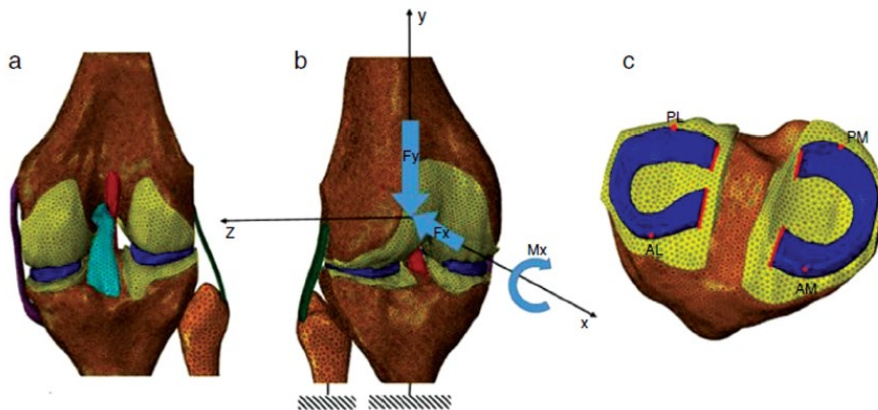


Fig. 2.16. Modelo de elementos finitos de la rodilla. (a) vista posterior; (b) representación esquemática de las fuerzas y momentos; (c) localización de los puntos de inserción de ligamentos (Completo et al., 2019)

En 2020, (Naghbi et al., 2020) realizaron un modelo de elementos finitos de la rodilla, utilizando materiales cuyas propiedades se basaban en resultados experimentales de haber tomado imágenes médicas (MRI) y tomografías (CT) a cadáveres. Estudiaron la posición óptima de la plastia en una reconstrucción de LCA dependiendo del tipo de injerto utilizado. Su objetivo principal era determinar esta posición para que el paciente recuperase la cinemática natural de su rodilla.

## REFERENCIAS

- Ahmad, C.S., Gardner, T.R., Groh, M., Arnouk, J., Levine, W.N., 2004. Mechanical Properties of Soft Tissue Femoral Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 32, 635–640. <https://doi.org/10.1177/0363546503261714>
- Angulo Carrere, M.T., 2010. Biomecánica de los tejidos del aparato locomotor 1. Biomecánica de los tendones. *Reduca (Enfermería, Fisioter. y Podol.* 2, 1–13.
- Au, A.G., Raso, V.J., Liggins, A.B., Otto, D.D., Amirfazli, A., 2005. A three-dimensional finite element stress analysis for tunnel placement and buttons in anterior cruciate ligament reconstructions. *J. Biomech.* 38, 827–832. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.007>
- Bayraktar, H.H., Keaveny, T.M., 2004. Mechanisms of uniformity of yield strains for trabecular bone. *J. Biomech.* 37, 1671–1678. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.045>
- Benedict, J. V, Walker, L.B., Harris, E.H., 1968. Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *J. Biomech.* 1, 53–63. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(68\)90038-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(68)90038-9)
- Biewener, A.A., 2008. Tendons and Ligaments: Structure, Mechanical Behavior and Biological Function BT - Collagen: Structure and Mechanics, in: Fratzl, P. (Ed.), . Springer US, Boston, MA, pp. 269–284. [https://doi.org/10.1007/978-0-387-73906-9\\_10](https://doi.org/10.1007/978-0-387-73906-9_10)
- Boyde, A., 2012. Scanning Electron Microscopy of Bone BT - Bone Research Protocols, in: Helfrich, M.H., Ralston, S.H. (Eds.), . Humana Press, Totowa, NJ, pp. 365–400. [https://doi.org/10.1007/978-1-61779-415-5\\_24](https://doi.org/10.1007/978-1-61779-415-5_24)
- Brown Jr., C.H., Wilson, D.R., Hecker, A.T., Ferragamo, M., 2004. Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 20, 922–935. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.06.032>
- Budyn, É., Jonvaux, J., Funfschilling, C., Hoc, T., 2011. Bovine Cortical Bone Stiffness and Local Strain are Affected by Mineralization and Morphology. *J. Appl. Mech.* 79. <https://doi.org/10.1115/1.4004644>
- Caborn, D.N., Coen, M., Neef, R., Hamilton, D., Nyland, J., Johnson, D.L., 1998. Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 14, 241–245. [https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(98\)70138-0](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(98)70138-0)
- Calvo, B., 2014. Modelado numérico del tejido músculo esquelético.
- Carnelli, D., Gastaldi, D., Sassi, V., Contro, R., Ortiz, C., Vena, P., 2010. A Finite Element Model for Direction-Dependent Mechanical Response to Nanoindentation of Cortical Bone Allowing for Anisotropic Post-Yield Behavior of the Tissue. *J. Biomech. Eng.* 132. <https://doi.org/10.1115/1.4001358>
- Charlebois, M., Pretterklieber, M., Zysset, P.K., 2010. The Role of Fabric in the Large Strain Compressive Behavior of Human Trabecular Bone. *J. Biomech. Eng.* 132. <https://doi.org/10.1115/1.4001361>
- Chittenden, M.J., 2011. Investigation of Age Related Changes To Porcine Cortical Bone By.
- Chizari, M., Snow, M., Wang, B., 2011. Post-operative assessment of an implant fixation in anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *J. Med. Syst.* 35, 941–947.

<https://doi.org/10.1007/s10916-010-9514-z>

- Chizari, M., Snow, M., Wang, B., 2009. Post-operative analysis of ACL tibial fixation. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 17, 730–736. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0685-9>
- Chizari, M., Wang, B., 2009. 3D Numerical Analysis of an ACL Reconstructed Knee. *SIMULIA Cust. Conf.* 10, 1–13.
- Chizari, M., Wang, B., Snow, M., Barrett, M., 2007. Experimental and numerical analysis of screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *AIP Conf. Proc.* 1045, 61–70. <https://doi.org/10.1063/1.2991351>
- Choi, K., Goldstein, S.A., 1992. A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *J. Biomech.* 25, 1371–1381. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90051-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90051-2)
- Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A., 1990. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J. Biomech.* 23, 1103–1113. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90003-L](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90003-L)
- Ciarelli, T.E., Fyhrie, D.P., Schaffler, M.B., Goldstein, S.A., 2000. Variations in Three-Dimensional Cancellous Bone Architecture of the Proximal Femur in Female Hip Fractures and in Controls \* 15, 32–40.
- Codorean, I.B., Tănase, Ștefania, Predescu, V., Russu, O., Prejbeanu, R., Bătagă, T., Cernat, E.M., 2016. The ACL Fixation. *J. Interdiscip. Med.* 1, 43–47. <https://doi.org/10.1515/jim-2016-0054>
- Completo, A., Noronha, J.C., Oliveira, C., Fonseca, F., 2019. Biomechanical evidence on anterior cruciate ligament reconstruction. *Rev. Bras. Ortop.* 54, 190–197. <https://doi.org/10.1016/j.rbo.2017.11.008>
- Cuesta, I.I., Alegre, J.M., Rodr, C., 2016. Mechanical behavior and failure analysis of recycled polymers by use of miniature punch specimens 42911, 1–7. <https://doi.org/10.1002/app.42911>
- De Oliveira, R.R., De Lira, K.D.S., De Castro Silveira, P.V., Coutinho, M.P.G., Medeiros, M.N., Teixeira, M.F.H.B.I., De Moraes, S.R.A., 2011. Mechanical properties of achilles tendon in rats induced to experimental diabetes. *Ann. Biomed. Eng.* 39, 1528–1534. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0247-z>
- Diane Margel Robertson, D.C.S., 1978. Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate. *J. Biomech.* 11, 455–471.
- Ding, M., Dalstra, M., Danielsen, C.C., Kabel, J., Hvid, I., Linde, F., 2000. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 292, 1–45. <https://doi.org/10.1080/17453674.2000.11744841>
- Domnick, C., Herbort, M., Raschke, M.J., Habermann, S., Schliemann, B., Petersen, W., Weimann, A., 2017. Anterior Cruciate Ligament Soft Tissue Graft Fixation in the Elderly: Is There a Reason to Use Interference Screws? A Human Cadaver Study. *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.* 33, 1694–1700. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.017>
- Federico, S., La Rosa, G., Herzog, W., Wu, J.Z., 2004. Effect of Fluid Boundary Conditions on Joint Contact Mechanics and Applications to the Modeling of Osteoarthritic Joints . *J. Biomech. Eng.* 126, 220–225. <https://doi.org/10.1115/1.1691445>
- Fenech, C., Keaveny, T., 1999. A cellular solid criterion for predicting the axial-shear failure

- properties of bovine trabecular bone. *J. Biomech. Eng.* 121, 414–422.
- Feng, L., Chittenden, M., Schirer, J., Dickinson, M., Jasiuk, I., 2012. Mechanical properties of porcine femoral cortical bone measured by nanoindentation. *J. Biomech.* 45, 1775–1782. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.001>
- Fernández, M., Rodríguez, C., Belzunce, F.J., García, T.E., 2015. Use of small punch test to estimate the mechanical properties of powder metallurgy products employed in the automotive industry. *Powder Metall.* 58:3, 171–177.
- Franzoso, G., Zysset, P.K., 2008. Elastic Anisotropy of Human Cortical Bone Secondary Osteons Measured by Nanoindentation. *J. Biomech. Eng.* 131. <https://doi.org/10.1115/1.3005162>
- Fratzl, P., Weinkamer, R., 2007. Nature ' s hierarchical materials 52, 1263–1334. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2007.06.001>
- Fuentes, O.M., Gonzalez, J.A., Martin, G., Santana, J., Santana, A., Martin, J., 2004. Fijación de injertos de ligamento cruzado anterior de la rodilla mediante un nuevo mecanismo: diseño y análisis experimental. *Rev. Iberoam. Ing. mecánica* 9, 3–11.
- Fung, Y.C., 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd ed. Springer Verlag, New York. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4757-2257-4>
- Gali, J.C., 2015. Anatomical reconstruction of the anterior cruciate ligament: a logical approach. *Rev. Bras. Ortop. (English Ed.)* 50, 469–471. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2015.06.014>
- Gan, M., Samvedi, V., Cerrone, A., Dubey, D.K., Tomar, V., 2010. Effect of compressive straining on nanoindentation elastic modulus of trabecular bone. *Exp. Mech.* 50, 773–781. <https://doi.org/10.1007/s11340-009-9274-1>
- García, T.E., Rodríguez, C., Belzunce, F.J., Suárez, C., 2014. Estimation of the mechanical properties of metallic materials by means of the small punch test. *J. Alloys Compd.*
- Gibson, L.J., 2005. Biomechanics of cellular solids. *J. Biomech.* 38, 377–399. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.027>
- Gibson, L.J., Ashby, M.F., 1997. *Cellular Solids: Structure and Properties*, 2nd ed, Cambridge Solid State Science Series. Cambridge University Press, Cambridge. <https://doi.org/DOI:10.1017/CBO9781139878326>
- Goldstein, S.A., Wilson, D.L., Sonstegard, D.A., Matthews, L.S., 1983. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J. Biomech.* 16, 965–969. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90097-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90097-0)
- Guillén, T., Zhang, Q.H., Tozzi, G., Ohrndorf, A., Christ, H.J., Tong, J., 2011. Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microCT characterisation and FE analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 4, 1452–1461. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.05.015>
- Gupta, A., Bayraktar, H.H., Fox, J.C., Keaveny, T.M., Papadopoulos, P., 2007. Constitutive modeling and algorithmic implementation of a plasticity-like model for trabecular bone structures 61–72. <https://doi.org/10.1007/s00466-006-0082-5>
- Gupta, H.S., Schratte, S., Tesch, W., Roschger, P., Berzlanovich, A., Schoeberl, T., Klaushofer, K., Fratzl, P., 2005. Two different correlations between nanoindentation modulus and mineral content in the bone-cartilage interface. *J. Struct. Biol.* 149, 138–148. <https://doi.org/10.1016/j.jsb.2004.10.010>

- Gupta, S., Dan, P., 2004. Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data. *Trends Biomater Artif Organs* 17, 61–70.
- Halonen, K.S., Mononen, M.E., Töyräs, J., Kröger, H., Joukainen, A., Korhonen, R.K., 2016. Optimal graft stiffness and pre-strain restore normal joint motion and cartilage responses in ACL reconstructed knee. *J. Biomech.* 49, 2566–2576. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.002>
- Harrison, N.M., McDonnell, P., Mullins, L., Wilson, N., O’Mahoney, D., McHugh, P.E., 2013. Failure modelling of trabecular bone using a non-linear combined damage and fracture voxel finite element approach. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 12, 225–241. <https://doi.org/10.1007/s10237-012-0394-7>
- Harrison, N.M., McDonnell, P.F., Mahoney, D.C.O., Kennedy, O.D., Brien, F.J.O., Mchugh, P.E., 2008. Heterogeneous linear elastic trabecular bone modelling using micro-CT attenuation data and experimentally measured heterogeneous tissue properties 41, 2589–2596. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.014>
- Herrera, A., Martínez, F., Iglesias, D., Cegöino, J., Ibarz, E., Gracia, L., 2010. Fixation strength of biocomposite wedge interference screw in ACL reconstruction: Effect of screw length and tunnel/screw ratio. A controlled laboratory study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-139>
- Hildebrand, T.O.R., Laib, A., Mu, R., Dequeker, J.A.N., Rügsegger, P., 1999. Direct Three-Dimensional Morphometric Analysis of. *J. bone Miner. Res.* 14.
- Hipp, J., Rosenberg, A., Hayes, W., 1992. Mechanical properties of trabecular bone within and adjacent to osseous metastases. *J. bone Miner. Res.* 7, 1165–1171.
- Ho Ba Tho, M.C., Mazeran, P.E., El Kirat, K., Bensamoun, S.F., 2012. Multiscale characterization of human cortical bone. *C. - Comput. Model. Eng. Sci.* 87, 557–577. <https://doi.org/10.3970/cmcs.2012.087.557>
- Hoffler, C.E., Guo, X.E., Zysset, P.K., Goldstein, S.A., 2005. An Application of Nanoindentation Technique to Measure Bone Tissue Lamellae Properties. *J. Biomech. Eng.* 127, 1046–1053. <https://doi.org/10.1115/1.2073671>
- Holzappel, G., Gasser, T., 2001. A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* .
- Holzappel, G.A., Gasser, T.C., Stadler, M., 2002. A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis. *Eur. J. Mech. - A/Solids* 21, 441–463. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0997-7538\(01\)01206-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0997-7538(01)01206-2)
- Holzappel, G.A., Sommer, G., Gasser, C.T., Regitnig, P., 2005. Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling. *Am. J. Physiol. - Hear. Circ. Physiol.* 289, 2048–2058. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00934.2004>
- Homminga, J., McCreadie, B.R., Ciarelli, T.E., Weinans, H., Goldstein, S.A., Huiskes, R., 2002. Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. *Bone* 30, 759–764. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00693-2](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00693-2)
- Hung, C.C., Chen, W.C., Yang, C.T., Cheng, C.K., Chen, C.H., Lai, Y.S., 2014. Interference screw versus Endoscrew fixation for anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical comparative study in sawbones and porcine knees. *J. Orthop. Transl.* 2, 82–90.

<https://doi.org/10.1016/j.jot.2014.02.001>

- Igor Sevostianov, M.K., 2000. Impact of the porous microstructure on the overall elastic properties of the osteonal cortical bone. *J. Biomech.* 33, 881–888.
- Järvelä, T., Nurmi, J.T., Järvelä, S., 2018. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using soft tissue interference screw fixation. *Ann. Jt.* 3, 86–86. <https://doi.org/10.21037/aoj.2018.10.04>
- Johnson, G.A., Livesay, G.A., Woo, S.L.-Y., Rajagopal, K.R., 1996. A Single Integral Finite Strain Viscoelastic Model of Ligaments and Tendons. *J. Biomech. Eng.* 118, 221–226. <https://doi.org/10.1115/1.2795963>
- Kalson, N.S., Holmes, D.F., Kapacee, Z., Otermin, I., Lu, Y., Ennos, R.A., Canty-Laird, E.G., Kadler, K.E., 2010. An experimental model for studying the biomechanics of embryonic tendon: Evidence that the development of mechanical properties depends on the actinomyosin machinery. *Matrix Biol.* 29, 678–689. <https://doi.org/10.1016/j.matbio.2010.08.009>
- Kamelger, F.S., Onder, U., Schmoelz, W., Tecklenburg, K., Arora, R., Fink, C., 2009. Suspensory Fixation of Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Biomechanical Comparison of 3 Implants. *Arthroscopy* 25, 767–776. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.01.021>
- Kang, K., Bae, T.S., 2017. Effect of femoral tunnel positions on graft stress in outside-in ACL reconstruction surgery during continuous knee motion: A simulation study. *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.* 13, 1–6. <https://doi.org/10.1002/rcs.1817>
- Kazemi, M., Dabiri, Y., Li, L.P., 2013. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Comput. Math. Methods Med.* 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/718423>
- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Niebur, G.L., Yeh, O.C., 2001. Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng* 3, 307–333.
- Keaveny, T.M., MORGAN, E.F., YEH, O.C., 2004. BONE MECHANICS. STAND. HANDB. BIOMED. ENG. DES.
- Keaveny, T.M., Pinilla, S.I., Crawford, P., Kopperdahl, D.L., Lou, A., 1997. Systematic and Random Errors in Compression Testing of Trabecular Bone.
- Keaveny, T.M., Wachtel, E.F., Ford, C.M., Hayes, W.C., 1994. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J. Biomech.* 27, 1137–1146. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90054-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90054-X)
- Keaveny, T.M., Wachtel, E.F., Zadesky, S.P., Arramon, Y.P., 1999. Application of the Tsai-Wu quadratic multiaxial failure criterion to bovine trabecular bone. *J. Biomech. Eng.* 121, 99–107. <https://doi.org/10.1115/1.2798051>
- Kelly, N., 2012. An Experimental and Computational Investigation of the Inelastic Behaviour of Trabecular Bone.
- Kelly, N., McGarry, J.P., 2012. Experimental and numerical characterisation of the elasto-plastic properties of bovine trabecular bone and a trabecular bone analogue. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 9, 184–197. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.11.013>
- Kleweno, C.P., Jacir, A.M., Gardner, T.R., Ahmad, C.S., Levine, W.N., 2009. Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament femoral fixation techniques. *Am. J. Sports Med.* 37, 339–345. <https://doi.org/10.1177/0363546508326706>

- Kopperdahl, D.L., Keaveny, T.M., 1998. Yield strain behavior of trabecular bone. *J. Biomech.* 31, 601–608. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00057-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00057-8)
- Kotha, S.P., Guzelsu, N., 2007. Tensile behavior of cortical bone: Dependence of organic matrix material properties on bone mineral content. *J. Biomech.* 40, 36–45. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.11.016>
- Kousa, P., Järvinen, T.L.N., Kannus, P., Järvinen, M., 2001. Initial Fixation Strength of Bioabsorbable and Titanium Interference Screws in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Biomechanical Evaluation by Single Cycle and Cyclic Loading. *Am. J. Sports Med.* 29, 420–425. <https://doi.org/10.1177/03635465010290040601>
- Kousa, P., Järvinen, T.L.N., Vihavainen, M., Kannus, P., Järvinen, M., 2003a. The Fixation Strength of Six Hamstring Tendon Graft Fixation Devices in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part I: Femoral Site. *Am. J. Sports Med.* 31, 174–181. <https://doi.org/10.1177/03635465030310020401>
- Kousa, P., Järvinen, T.L.N., Vihavainen, M., Kannus, P., Järvinen, M., 2003b. The Fixation Strength of Six Hamstring Tendon Graft Fixation Devices in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part I: Femoral Site. *Am. J. Sports Med.* 31, 174–181. <https://doi.org/10.1177/03635465030310020401>
- Kuhn, J., Goldstein, S.A., Choi, K., London, M., Feldkamp, L., Matthews, L., 1989. Comparison of the Trabecular and Cortical Tissue Moduli from Human Iliac Crests. *J. Orthop. Res.* 7, 876–884.
- Kutz, M., 2003. *Standard handbook of biomedical engineering and design.*
- Legnani, C., Ventura, A., Terzaghi, C., Borgo, E., Albisetti, W., 2010. Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *Int. Orthop.* 34, 465–471. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-0963-2>
- Li, B., Aspden, R.M., 1997. Composition and Mechanical Properties of Cancellous Bone from the Femoral Head of Patients with Osteoporosis or Osteoarthritis 12.
- Lian, K.C., Lang, T.F., Keyak, J.H., Modin, G.W., Rehman, Q., Do, L., Lane, N.E., 2005. Differences in hip quantitative computed tomography (QCT) measurements of bone mineral density and bone strength between glucocorticoid-treated and glucocorticoid-naïve postmenopausal women. *Osteoporos. Int.* 16, 642–650. <https://doi.org/10.1007/s00198-004-1736-9>
- Linde, F., Hvid, I., 1989. The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomech.* 22, 485–490. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90209-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90209-1)
- Maganaris, C.N., Narici, M. V., 2005. Mechanical properties of tendons. *Tendon Inj. Basic Sci. Clin. Med.* 14–21. [https://doi.org/10.1007/1-84628-050-8\\_2](https://doi.org/10.1007/1-84628-050-8_2)
- Mahapatra, P., Horriat, S., Anand, B.S., 2018. Anterior cruciate ligament repair – past, present and future. *J. Exp. Orthop.* 5. <https://doi.org/10.1186/s40634-018-0136-6>
- Martin, R.B., Burr, D.B., Sharkey, N.A., Fyhrie, D.P., 2015. *Skeletal Tissue Mechanics.*
- McCalden, W, R., McGEOUGH, J.A., COURT-BROWN, C.M., 1997. Age-Related Changes in the Compressive Strength of Cancellous Bone. The Relative Importance of Changes in Density and Trabecular Architecture\*. *JBJS* 79.
- Mehl, J., Otto, A., Baldino, J.B., Achtnich, A., Akoto, R., Imhoff, A.B., Scheffler, S., Petersen, W., 2019. The ACL-deficient knee and the prevalence of meniscus and cartilage lesions: a



- systematic review and meta-analysis (CRD42017076897). *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 139, 819–841. <https://doi.org/10.1007/s00402-019-03128-4>
- Milano, G., Mulas, P.D., Ziranu, F., Piras, S., Manunta, A., Fabbriciani, C., 2006. Comparison Between Different Femoral Fixation Devices for ACL Reconstruction With Doubled Hamstring Tendon Graft: A Biomechanical Analysis. *Arthroscopy* 22, 660–668. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.082>
- Mommersteeg, T.J.A., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J.G.M., Kauer, J.M.G., 1996. Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: A numerical-experimental approach. *J. Biomech.* 29, 151–160. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00040-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00040-2)
- Morgan, E.F., Bayraktar, H.H., Keaveny, T.M., 2003. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J. Biomech.* 36, 897–904. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00071-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00071-X)
- Morgan, E.F., Keaveny, T.M., 2001. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J. Biomech.* 34, 569–577. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00011-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00011-2)
- Mosekilde, Li., Mosekilde, Le., Danielsen, C.C., 1987. Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8, 79–85. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/8756-3282\(87\)90074-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/8756-3282(87)90074-3)
- Mullins, L.P., Bruzzi, M.S., McHugh, P.E., 2009. Calibration of a constitutive model for the post-yield behaviour of cortical bone. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2, 460–470. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2008.11.003>
- Naghibi, H., Janssen, D., Van Tienen, T., Van de Groes, S., Van de Boogaard, T., Verdonchot, N., 2020. A novel approach for optimal graft positioning and tensioning in anterior cruciate ligament reconstructive surgery based on the finite element modeling technique. *Knee* 27, 384–396. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2020.01.010>
- Nalla, R.K., Kruzic, J.J., Kinney, J.H., Balooch, M., Ager, J.W., Ritchie, R.O., 2006. Role of microstructure in the aging-related deterioration of the toughness of human cortical bone. *Mater. Sci. Eng. C* 26, 1251–1260. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2005.08.021>
- Neil Dong, X., Edward Guo, X., 2004. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity. *J. Biomech.* 37, 1281–1287. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2003.12.011>
- Niebur, G.L., Feldstein, M.J., Keaveny, T.M., 2002. Biaxial failure behavior of bovine tibial trabecular bone. *J. Biomech. Eng.* 124, 699–705. <https://doi.org/10.1115/1.1517566>
- Niebur, G.L., Feldstein, M.J., Yuen, J.C., Chen, T.J., Keaveny, T.M., 2000. High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *J. Biomech.* 33, 1575–1583. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00149-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00149-4)
- Nikolopoulos, F.P., Zacharaki, E.I., Stanev, D., Moustakas, K., 2020. Personalized knee geometry modeling based on multi-atlas segmentation and mesh refinement. *IEEE Access* 8, 56766–56781. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2982061>
- Nordin, M., Lorenz, T., Campello, M., n.d. *Biomecánica de los tendones y los ligamentos.*
- Oliver, W.C., Pharr, G.M., 1992. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res* 7, 1564–1583.

- Parfitt, A.M., 2006. Age-related structural changes in trabecular and cortical bone: Cellular mechanisms and biomechanical consequences. *Calcif. Tissue Int.* 36, 123–128.
- Paschos, N.K., Howell, S.M., 2016. Anterior cruciate ligament reconstruction: Principles of treatment. *EFORT Open Rev.* 1, 398–408. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.160032>
- Pedowitz, R.A., 2017. Editorial Commentary: Fixation of Soft-Tissue Anterior Cruciate Ligament Grafts in Osteoporotic Bone. *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.* 33, 1701–1702. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.032>
- Peña, Estefanía, Calvo, B., Doblaré, M., Calvo Calzada, B., Doblaré Castellano, M., Peña Baquedano, E., 2006. Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas. Métodos numéricos para cálculo y diseño en Ing. Rev. Int. 22, 63–78.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Palanca, D., Doblaré, M., 2006. Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint. *Clin. Biomech.* 21, 508–516. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.013>
- Peña, E., Martínez, M.A., Calvo, B., Palanca, D., Doblaré, M., 2005. A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction. *Clin. Biomech.* 20, 636–644. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.014>
- Pinsky, P.M., Datye, D. V., 1991. A microstructurally-based finite element model of the incised human cornea. *J. Biomech.* 24, 907–922. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90169-N](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90169-N)
- Pioletti, D., 1997. Viscoelastic properties of soft tissues: application to knee ligaments and tendons. Lausanne.
- Pugh, J.W., Radin, E.L., Rose, R.M., 1974. Quantitative studies of human subchondral cancellous bone. Its relationship to the state of its overlying cartilage. *J. Bone Joint Surg. Am.* 56, 313–321.
- Puso, M.A., Weiss, J.A., 1998. Finite Element Implementation of Anisotropic Quasi-Linear Viscoelasticity Using a Discrete Spectrum Approximation. *J. Biomech. Eng.* 120, 62–70. <https://doi.org/10.1115/1.2834308>
- Quintana, C., Rodríguez, C., Belzunce, F.J., Caballero, A.C., Baudín, C., 2019. Ceramic materials characterization using miniature mechanical tests : comparison between B3B and SPT tests. *J. Eur. Ceram. Soc.* 39, 4113–4121. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2019.06.019>
- Ramaniraka, N., Saunier, P., Siegrist, O., Pioletti, D., 2007. Biomechanical evaluation of intra-articular and extra-articular procedures in anterior cruciate ligament reconstruction: A finite element analysis. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 22, 336–343. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.006>
- Rasche, S., Strobl, S., Kuna, M., Bermejo, R., Lube, T., 2014. Determination of Strength and Fracture Toughness of Small Ceramic Discs Using the Small Punch Test and the Ball-on-three-balls Test. *Procedia Mater. Sci.* 3, 961–966.
- Reeves, N.D., Maganaris, C.N., Maffulli, N., Rittweger, J., 2009. Human patellar tendon stiffness is restored following graft harvest for anterior cruciate ligament surgery. *J. Biomech.* 42, 797–803. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.01.030>

- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 8, 393–405. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Reisinger, A.G., Pahr, D.H., Zysset, P.K., 2011. Principal stiffness orientation and degree of anisotropy of human osteons based on nanoindentation in three distinct planes. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 4, 2113–2127. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.07.010>
- Rho, J., 1998. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone 20, 92–102.
- Rho, J.Y., Ashman, R.B., Turner, C.H., 1993. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.* 26, 111–119. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90042-D](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90042-D)
- Rho, J.Y., Scottish, T., Hospital, R., 1995. Relations of mechanical properties CT numbers in human bone 17, 347–355.
- Rho, J.Y., Tsui, T.Y., Pharr, G.M., 1997. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 18, 1325–1330. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00073-2)
- Richard, W., McCalden, M., Joseph, A., 1993. Age-Related changes in the tensile properties of cortical bone 75.
- Richter, D.J., Lyon, R., Van Valin, S., Liu, X.C., 2018. Current Strategies and Future Directions to Optimize ACL Reconstruction in Adolescent Patients. *Front. Surg.* 5, 1–7. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2018.00036>
- Rincón-Kohli, L., Zysset, P.K., 2009. Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 8, 195–208. <https://doi.org/10.1007/s10237-008-0128-z>
- Rodríguez, C., Cuesta, I.I., Maspoch, M.L.L., Belzunce, F.J., 2016a. Application of the miniature small punch test for the mechanical characterization of polymer materials. *Theor. Appl. Fract. Mech.* 86, 78–83.
- Rodríguez, C., Fernández, M., Cabezas, J.G., García, T.E., Belzunce, F.J., 2016b. The use of the small punch test to solve practical engineering problems. *Theor. Appl. Fract. Mech.* <https://doi.org/10.1016/j.tafmec.2016.08.021>
- Rodríguez, C., Maestro, A., García, T.E., Lombardía, J., 2010. Análisis biomecánico de la fijación del ligamento cruzado anterior. *Trauma (Spain)* 21, 150–155.
- Røhl, L., Larsen, E., Linde, F., Odgaard, A., Jørgensen, J., 1991. Tensile and compressive properties of cancellous bone. *J. Biomech.* 24, 1143–1149. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90006-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90006-9)
- Ryan, S.D., Williams, J.L., 1989. Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone. *J. Biomech.* 22, 351–355. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90049-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90049-3)
- Schaffler, M.B., Radin, E.L., Burr, D.B., 1990. Long-term fatigue behavior of compact bone at low strain magnitude and rate. *Bone* 11, 321–326.
- Selby, J.B., Johnson, D.L., Hester, P., Caborn, D.N.M., 2001. Effect of Screw Length on Bioabsorbable Interference Screw Fixation in a Tibial Bone Tunnel. *Am. J. Sports Med.* 29, 614–619. <https://doi.org/10.1177/03635465010290051401>
- Sensini, A., Cristofolini, L., 2018. Biofabrication of electrospun scaffolds for the regeneration of tendons and ligaments. *Materials (Basel)*. 11, 1–43. <https://doi.org/10.3390/ma11101963>

- Shen, H.C., Chang, J.H., Lee, C.H., Shen, P.H., Yeh, T. Te, Wu, C.C., Kuo, C.L., 2010. Biomechanical Comparison of Cross-Pin and Endobutton-CL Femoral Fixation of a Flexor Tendon Graft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction-A Porcine Femur-Graft-Tibia Complex Study. *J. Surg. Res.* 161, 282–287. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2009.01.015>
- Simo, J.C., 1987. On a fully three-dimensional finite-strain viscoelastic damage model: Formulation and computational aspects. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 60, 153–173. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825\(87\)90107-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825(87)90107-1)
- Soltysiak, S., Abendroth, M., Kuna, M., Klemm, Y., Biermann, H., 2014. Strength of fine grained carbon-bonded alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-C) materials obtained by means of the small punch test. *Ceram. Int.* 40, 9555–9561. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2014.02.030>
- Stanev, D., Moustakas, K., Gliatis, J., Koutsojannis, C., 2016. ACL Reconstruction Decision Support. *Methods Inf Med* 55, 98–105. <https://doi.org/10.3414/ME14-02-0022>
- Suggs, J., Wang, C., Li, G., 2003. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction - A 3D computational simulation. *Clin. Biomech.* 18, 35–43. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00137-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00137-7)
- Tai, K., Ulm, F.-J., Ortiz, C., 2006. Nanogranular Origins of the Strength of Bone. *Nano Lett.* 6, 2520–2525. <https://doi.org/10.1021/nl061877k>
- Takazawa, Y., Ikeda, H., Saita, Y., Ishijima, M., Nagayama, M., Kaneko, H., Kobayashi, Y., Hada, S., Sadatsuki, R., Kaneko, K., 2015. Case series: Revision anterior cruciate ligament reconstructions using patellar tendon autografts. *Knee* 22, 569–573. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.06.005>
- Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Weinans, H., Rügsegger, P., 1998. Finite element analysis of trabecular bone structure: A comparison of image-based meshing techniques. *J. Biomech.* 31, 1187–1192. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00118-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00118-3)
- Vairis, A., Stefanoudakis, G., Petousis, M., Vidakis, N., Tsainis, A.-M., Kandyla, B., 2016. Evaluation of an intact, an ACL-deficient, and a reconstructed human knee joint finite element model. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 19, 263–270. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1015526>
- van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A., 1995. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J. Biomech.* 28, 69–81. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)80008-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)80008-5)
- Walsh, M.P., Wijdicks, C.A., Armitage, B.M., Westerhaus, B.D., Parker, J.B., LaPrade, R.F., 2009. The 1:1 versus the 2:2 tunnel-drilling technique: Optimization of fixation strength and stiffness in an all-inside Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction - A biomechanical Study. *Am. J. Sports Med.* 37, 1539–1547. <https://doi.org/10.1177/0363546509333013>
- Walton, M., 1999. Absorbable and metal interference screws: comparison of graft security during healing. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.* 15, 818–826. <https://doi.org/10.1053/ar.1999.v15.0150811>
- Wan, C., Hao, Z., Li, Z., Lin, J., 2017. Finite element simulations of different hamstring tendon graft lengths and related fixations in anterior cruciate ligament reconstruction. *Med. Biol. Eng. Comput.* 55, 2097–2106. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1637-7>
- Wan, C., Hao, Z., Wen, S., 2011. The finite element analysis of three grafts in the anterior cruciate ligament reconstruction. *Proc. - 2011 4th Int. Conf. Biomed. Eng. Informatics, BMEI 2011 3*, 1338–1342. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2011.6098519>

- Wang, L., Lin, L., Feng, Y., Fernandes, T.L., Asnis, P., Hosseini, A., Li, G., 2015. Anterior cruciate ligament reconstruction and cartilage contact forces - A 3D computational simulation. *Clin. Biomech.* 30, 1175–1180. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.007>
- Watson, J.N., McQueen, P., Kim, W., Hutchinson, M.R., 2015. Bioabsorbable interference screw failure in anterior cruciate ligament reconstruction: A case series and review of the literature. *Knee* 22, 256–261. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.02.015>
- Weiss, J.A., Maker, B.N., Govindjee, S., 1996. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 135, 107–128. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825\(96\)01035-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825(96)01035-3)
- Wenger, E., Fierro, V., Ansaldi, A., Gabarain, R., Villar, N.Á., 2018. Estimation of mechanical properties of metallic materials using inverse method in SPT. *Rev. Mater.* 23. <https://doi.org/10.1590/S1517-707620180002.0361>
- Westermann, R.W., Wolf, B.R., Elkins, J.M., 2013. Effect of ACL reconstruction graft size on simulated Lachman testing: a finite element analysis. *Iowa Orthop. J.* 33, 70–77.
- Williams, J.L., Lewis, J.L., 1982. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. *J. Biomech. Eng.* 104, 50–56. <https://doi.org/10.1115/1.3138303>
- Xiong, Z., Jiang, W., Shi, Y., Kawasaki, A., Watanabe, R., 2005. Evaluation of high-temperature strength of Mo/PSZ composites by modified small punch tests. *Mater. Trans.* 46:3, 631–636.
- Yao, J., Wen, C., Cheung, J.T.M., Zhang, M., Hu, Y., Yan, C., Chiu, K.Y.P., Lu, W.W., Fan, Y., 2012. Deterioration of stress distribution due to tunnel creation in single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Ann. Biomed. Eng.* 40, 1554–1567. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0517-4>
- Zainal Abidin, N.A., Wahab, A.A., Ramlee, M.H., Abdul Kadir, M.R., 2018. A mini review on graft fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction - Techniques, materials and complications. 2nd Int. Conf. BioSignal Anal. Process. Syst. ICBAPS 2018 93–98. <https://doi.org/10.1109/ICBAPS.2018.8527418>
- Zantop, T., Weimann, A., Rümmler, M., Hassenpflug, J., Petersen, W., 2004. Initial Fixation Strength of Two Bioabsorbable Pins for the Fixation of Hamstring Grafts Compared to Interference Screw Fixation: Single Cycle and Cyclic Loading. *Am. J. Sports Med.* 32, 641–649. <https://doi.org/10.1177/0095399703258616>
- Zeng, C., Lei, G., Gao, S., Luo, W., 2018. Methods and devices for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2018, CD010730. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD010730.pub2>
- Zhang, A.L., Lewicky, Y.M., Oka, R., Mahar, A., Pedowitz, R., 2007. Biomechanical analysis of femoral tunnel pull-out angles for anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable and metal interference screws. *Am. J. Sports Med.* 35, 637–642. <https://doi.org/10.1177/0363546506295181>
- Zhang, W., Tekalur, S.A., Baumann, M., McCabe, L.R., 2013. The effects of damage accumulation on the tensile strength and toughness of compact bovine bone. *J. Biomech.* 46, 964–972.
- Zioupou, P., 2001. Ageing Human Bone: Factors Affecting its Biomechanical Properties and the Role of Collagen. *J Biomater Appl* 15, 187–229.
- Zysset, P.K., Guo, X.E., Hoffler, C.E., Moore, K.E., Goldstein, S.A., 1999. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J. Biomech.* 32, 1005–1012.



## Capítulo 3

# Caracterización mecánica de los materiales

*En este capítulo se detallan los ensayos realizados experimentalmente para conseguir la caracterización mecánica de los elementos intervinientes en la operación de reconstrucción de ligamento cruzado anterior, esto es, hueso cortical y esponjoso, plastia y tornillos interferenciales. Una vez descritos los elementos intervinientes en la unión LCA, se pasará a detallar la metodología llevada a cabo en su caracterización. Se describirá la preparación de las muestras en función del tipo de ensayo al que vayan a ser sometidas, así como la puesta en marcha de los dispositivos y metodologías de ensayo necesarios para la correcta caracterización mecánica de los distintos elementos.*





### 3.1 Introducción

El objetivo de la presente tesis doctoral es el análisis de la respuesta mecánica del conjunto plastia-hueso-tornillo tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior, evaluando la influencia de las distintas variables que entran en juego. Esto no sería posible sin la correcta caracterización mecánica, mediante métodos experimentales, de los distintos componentes. Esta necesidad ha surgido, en gran parte, por la enorme variabilidad en los datos bibliográficos existentes, derivada tanto de la utilización de materiales muy diversos (material biológico de distintas especies, tornillos de distintos materiales, etc.) como de metodologías de ensayos muy distintas. De este modo, y de cara a desarrollar y posteriormente validar un modelo numérico correcto, se considera necesario describir, de la forma más precisa posible, los modelos de comportamiento mecánico más adecuados para cada uno de los elementos intervinientes en el problema, lo que no sería posible sin su previa caracterización experimental. En base a todo ello, en este capítulo se detalla de forma precisa, tanto los materiales intervinientes en el problema estudiado como los procedimientos utilizados en la caracterización mecánica de los mismos. Posteriormente, se describen y discuten los resultados obtenidos, de cara a seleccionar el modelo de comportamiento mecánico más adecuado para cada uno de los materiales y, posteriormente, implementarlo en el modelo numérico.

### 3.2 Materiales

Cuando se habla de una reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA) se está hablando de conseguir que, tras dicha operación, varios elementos resistentes independientes, trabajen de manera conjunta como si de una unión estructural se tratase. En el caso concreto de este trabajo en el que se estudia el comportamiento de la reconstrucción en el túnel tibial, los elementos intervinientes son, en la mayor parte de los casos: la tibia, el sustituto del ligamento dañado (plastia) y el tornillo interferencial.

Para el análisis del comportamiento de los dos primeros elementos, de origen biológico, se utilizó material de origen porcino, al ser este animal el que posee un comportamiento a nivel óseo y muscular más parecido al ser humano (Aerssens et al., 1998). Así, tanto los tendones (extraídos del músculo extensor lateral de los dedos-flexor digitorum) que supondrán el sustituto al ligamento dañado, los huesos, en su mayoría tibias y algún fémur utilizado como contraste, de cerdos de entre seis y dieciocho meses de vida que fueron sacrificados menos de 24 horas antes de su recogida en las dependencias de la cadena de supermercados MasyMas (Asturias).

Como regla general, todo material biológico fue congelado en el momento de la entrega para conservar intactas sus propiedades físicas. Posteriormente, previo a su caracterización, las muestras fueron descongeladas en el interior de un frigorífico (3-5°C) con 24 horas de antelación, tras lo cual se mantuvieron hidratadas en todo momento, envolviéndolas en gasa empapada en solución salina hasta el momento del ensayo y pulverizando dicha solución sobre la superficie de las muestras durante la ejecución del mismo.

Señalar, por último, que, al objeto de saber si este proceso de congelación y descongelación del material biológico tenía efecto sobre la respuesta mecánica de los mismos, algunos huesos fueron caracterizados en el mismo momento de su entrega (frescos), asegurándonos únicamente de que las muestras estuviesen hidratadas en todo momento.

Finalmente, los tornillos interferenciales caracterizados fueron donados por la casa Smith&Nephew, Inc<sup>®</sup>. Aunque esta empresa donó tornillos de diferentes dimensiones, los utilizados para la caracterización mecánica fueron los de dimensiones 7x25mm (7mm de diámetro y 25mm de longitud) fabricados a partir de una mezcla de ácido poli-láctico *PLA* (75%) e hidroxiapatita *HA* (25%). Dado que los tornillos han sido fabricados con las mismas proporciones de material, se les supone a todos ellos un comportamiento mecánico semejante al de las muestras caracterizadas.

### 3.3 Caracterización experimental

Para la realización de un modelo numérico que simule con exactitud la realidad del problema planteado, se hace necesario caracterizar mecánicamente todos los componentes que intervienen en la operación. En muchos casos, otros autores se basan en datos bibliográficos, pero en la presente investigación, dado que se utilizan elementos de origen porcino, se optó por caracterizar su comportamiento mecánico en el laboratorio, debido en gran parte, y como ya se comentó anteriormente, a la gran variabilidad de datos existente en las referencias bibliográficas (Keaveny et al., 2001, 1994; Linde and Hvid, 1989; Røhl et al., 1991).

#### 3.3.1 Tendones

La caracterización mecánica de los tendones se ha realizado mediante ensayos de tracción uniaxial, utilizando una máquina MTS de 5 kN de capacidad de carga, a temperatura ambiente y empleando una velocidad de desplazamiento de las mordazas de 20mm/min. La medida de las deformaciones se realizó con la ayuda de un equipo de videocorrelación de imágenes GOM modelo ARAMIS 5M, que permite medir las deformaciones en la superficie de la muestra “sin contacto”.

En este caso concreto, las lentes utilizadas han sido de 50 mm de distancia focal junto con un panel de calibración CQCCP20 30x24, lo que permitió obtener una zona de medida de unos 35x29 mm. La Fig. 3.1 recoge imágenes tomadas durante la ejecución de uno de los ensayos.

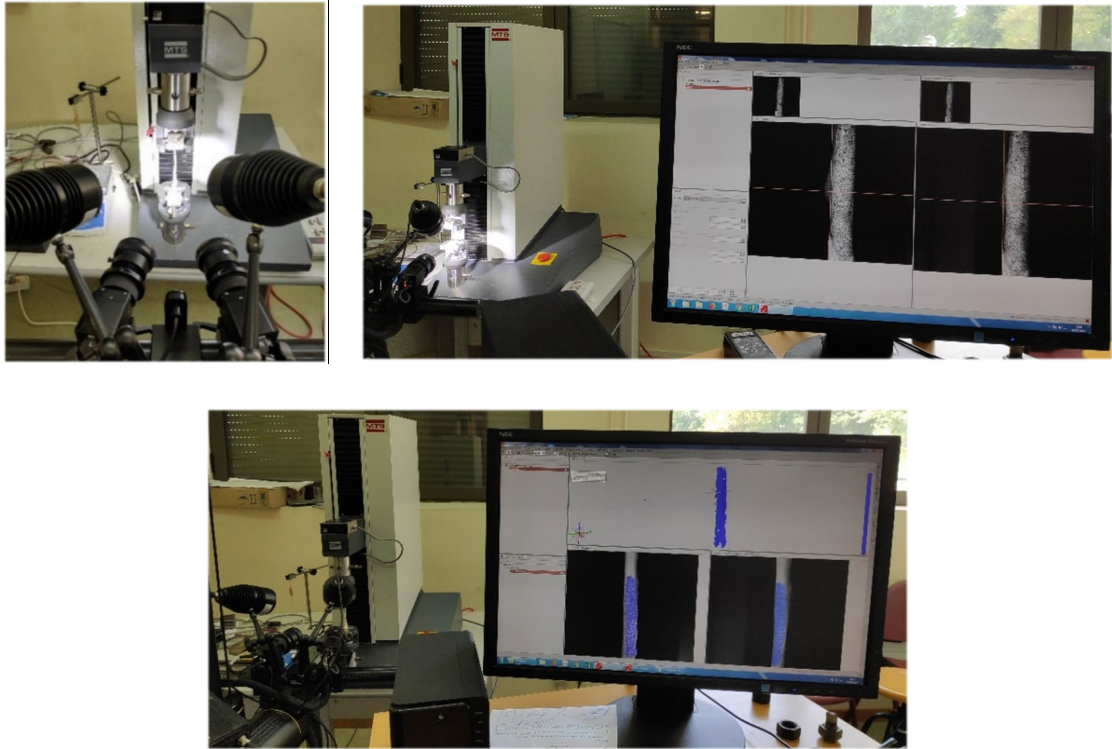


Fig. 3.1. Ensayo de tracción uniaxial sobre tendón

Una vez descongelados, los tendones, provenientes del tendón flexor del pie (el equivalente al semitendinoso humano), fueron envueltos en papel de seda empapado en solución salina hasta unos instantes antes de su ensayo, momento en el que se procede a la medida, lo más precisa posible, de su diámetro en distintas zonas a lo largo de su longitud. Esta medida es necesaria, al objeto de tener en cuenta las pequeñas variaciones de diámetro que cualquier tendón de origen natural va a presentar. En la Fig. 3.2 se pueden apreciar esas pequeñas diferencias de diámetro. Para la realización de estas medidas se utilizó un proyector de perfiles.

Concluida la medida, los extremos del tendón se fijan a las mordazas de la máquina de ensayo. Las mordazas utilizadas han sido las que normalmente se emplean en la caracterización de hilos y cuerda, especialmente diseñadas para que su presión sobre la superficie de la muestra vaya creciendo conforme crece el esfuerzo al que la probeta está sometida. No obstante, y al objeto de evitar en lo posible el deslizamiento relativo entre el tendón y la mordaza, se ha aplicado, además, una gota de cianocrilato entre las superficies de estos dos elementos. La Fig. 3.3, recoge una imagen del tendón colocado entre las dos mordazas



Fig. 3.2. Tendón descongelado e hidratado

Una vez colocado en las mordazas, se procede a la preparación de la superficie del tendón imprimiéndole el moteado necesario para el análisis de deformaciones mediante el equipo DIC. En el caso de los tendones, y al ser estos de color claro, el proceso de moteado se llevó a cabo proyectando pintura acrílica mate sobre la propia superficie de los tendones.



*Fig. 3.3. Tendón pintado fijado en mordazas*

Finalizada esta operación, se induce una distancia entre mordazas para aplicar al tendón la pretensión necesaria en este tipo de materiales (no se encuentran naturalmente libres de tensiones), sin holgura en su longitud. En ese momento se lleva a cabo el ensayo hasta que se produce la rotura del tendón. Todo ello se realiza minimizando al máximo los tiempos, de modo que el tiempo transcurrido desde la extracción de los tendones de la solución salina hasta su rotura sea lo menor posible y pulverizando con la solución salina las muestras cada cierto tiempo.

Durante el ensayo se registran los datos de carga y desplazamiento axial del cabezal de la máquina, así como otros valores de desplazamiento, obtenidos por el equipo de videocorrelación, que posteriormente nos permitirán evaluar la respuesta a tracción uniaxial de los tendones.

El equipo de videocorrelación usado fue el GOM modelo Aramis 5M provisto de unas lentes de 50 mm de distancia focal junto con un panel de calibración CQCCP20 30x24, lo que permitió obtener una zona de medida de unos 35x29 mm. Este equipo capta imágenes de alta resolución de la superficie analizada durante todo el proceso de aplicación de la carga, para posteriormente evaluarlas elaborando un modelo digital tridimensional del objeto, una vez realizada la calibración necesaria. Es evidente que la precisión de los resultados obtenidos dependerá de una correcta calibración, así como de la elección de lentes más adecuadas, que serán función del tamaño de la zona a evaluar.

El uso de este tipo de dispositivo permite medir el desplazamiento entre dos puntos cualesquiera de la superficie de los tendones. El uso de estas técnicas exige que las superficies a medir deban prepararse previamente, dotándolas de un moteado. Este proceso consiste en aplicar primero una película de pintura blanca mate, sobre la que posteriormente se pulveriza otra pintura oscura cuyas motas serán las referencias para la medida de las deformaciones.

Conviene señalar, que las grandes deformaciones sufridas por los tendones, hace que, transcurrido un tiempo del ensayo, se pierdan muchas de las referencias superficiales iniciales, que impiden que se puedan obtener valores válidos de la deformación a partir de ese momento. No obstante, siempre se cuenta con el valor del desplazamiento de la mordaza hasta el final del ensayo.

### 3.3.2 Hueso trabecular

Son numerosos los trabajos publicados dedicados a la caracterización mecánica del hueso trabecular, como lo son también el número de técnicas que se han empleado para llevarla a cabo (Coutts et al., 2015; Gan et al., 2010; Gupta and Dan, 2004), lo que ha dado lugar a la obtención de resultados muy variados y dispares, incluso cuando se estaba caracterizando hueso procedente de la misma especie y de idéntica zona. Además, la mayoría de los análisis realizados se limitan a proporcionar las propiedades elásticas del material, cuando se sabe que el comportamiento de este tipo de hueso es mucho más complejo (Chizari et al., 2007).

Dado que la bibliografía exhibe una gran variabilidad de resultados sobre los parámetros mecánicos característicos del hueso, se decide que, de cara a realizar un correcto análisis, lo más conveniente es caracterizar experimentalmente el tipo de hueso concreto que posteriormente se utilizará para calibrar el modelo.

Así, mientras que la respuesta del hueso trabecular a tracción se puede considerar elástica lineal hasta su rotura, el comportamiento a compresión parece más el exhibido por algunas espumas, que tras alcanzar un límite elástico (mayor que la resistencia a tracción), muestran un palier de cedencia prácticamente plano y, posteriormente, un fuerte endurecimiento. Este tipo de comportamiento no corresponde a los modelos convencionales de deformación plástica, siendo necesario buscar el modelo más adecuado para su descripción.

Con el objetivo de caracterizar lo más fehacientemente posible el comportamiento mecánico de la tibia y el fémur de hueso trabecular porcino, tras la realización de una intensa revisión bibliográfica y tras desechar algunos ensayos (como el SPT o indentación), se decidió utilizar los ensayos de *compresión* como la técnica más apropiada.

Con este propósito se realizaron cortes longitudinales y transversales de tibias y fémures frescos de origen porcino, donados por la cadena de supermercados MasyMas (Asturias). Con objeto de analizar la posible influencia del proceso de congelación/descongelación en la respuesta mecánica de los huesos, parte de las muestras fueron congeladas, mientras que otra parte se ensayaron en fresco. Los cortes, realizados mediante aserrado en las instalaciones del supermercado, proporcionaron lajas de hueso de unos 10-12 mm de espesor. La Fig. 3.4 recoge algunas imágenes de dichas lajas.

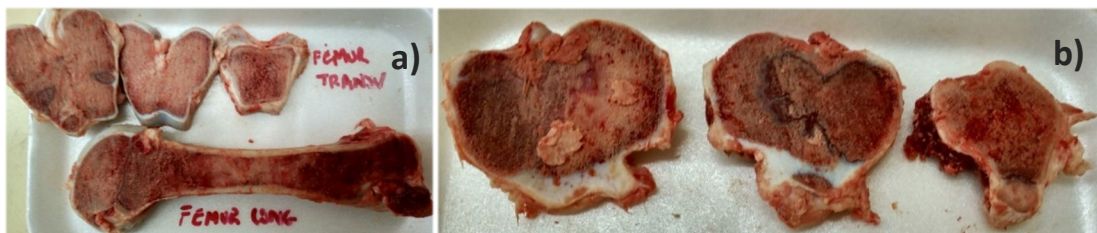


Fig. 3.4. Secciones de huesos: a) longitudinales y transversales de fémur, b) transversal de tibia

A partir de estas lajas, se procedió a extraer las probetas de ensayo mediante troquelado (Fig. 3.5 a). Para ello, se fabricó un dispositivo especialmente diseñado al propósito cuyo esquema se muestra en la Fig. 3.5 b. Con este proceso se obtienen probetas cilíndricas de unos 10mm de diámetro y altura igual al espesor de la sección de hueso de la que se extrae (Fig. 3.6).

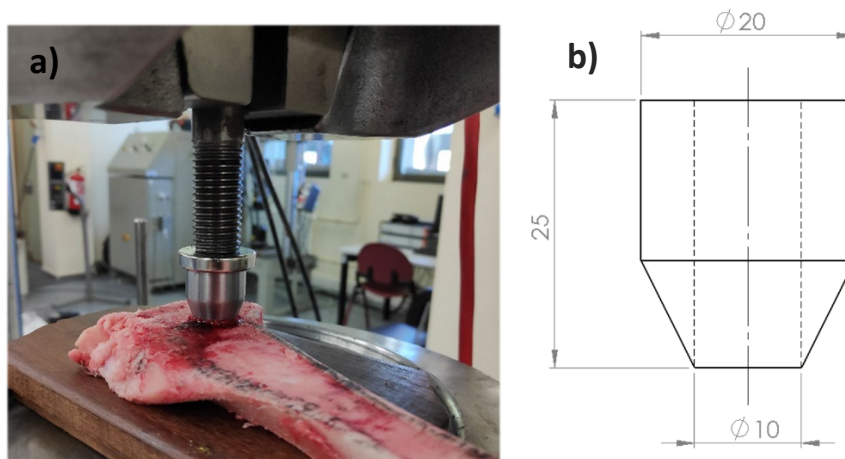


Fig. 3.5. Extracción de las probetas: a) equipamiento utilizado, b) esquema del troquel diseñado para la extracción

Tras la extracción, y al objeto de obtener una geometría óptima para los ensayos de compresión, las caras de las probetas se sometieron a un cuidadoso proceso de pulido hasta conseguir que las dos caras que estarían en contacto con los platos de compresión, fuesen lo suficientemente planas y paralelas entre sí. Es necesario señalar aquí, que este último proceso, tremendamente complejo, produjo en algunos casos, la rotura y pérdida de algunas trabéculas, por lo que se hizo necesario seleccionar únicamente las muestras con la geometría más apropiada para su posterior ensayo. Aquellas que fueron seleccionadas para el ensayo de compresión, fueron medidas con la ayuda de un micrómetro de precisión.



Fig. 3.6. Probetas de hueso trabecular extraídas por troquelado

Para la caracterización mecánica se utilizaron, en un principio, ensayos de compresión, realizados en dos condiciones: compresión uniaxial y compresión confinada. Todos ellos fueron ejecutados a temperatura ambiente (TA) utilizando una máquina estática Instron MTS SMT3-166 de 5 kN de capacidad a una velocidad de desplazamiento de las mordazas de 2.5 mm/min y utilizando un extensómetro tipo COD colocado entre los platos de compresión para la medida de la deformación. La Fig. 3.7, muestra una imagen de uno de los ensayos de compresión uniaxial.

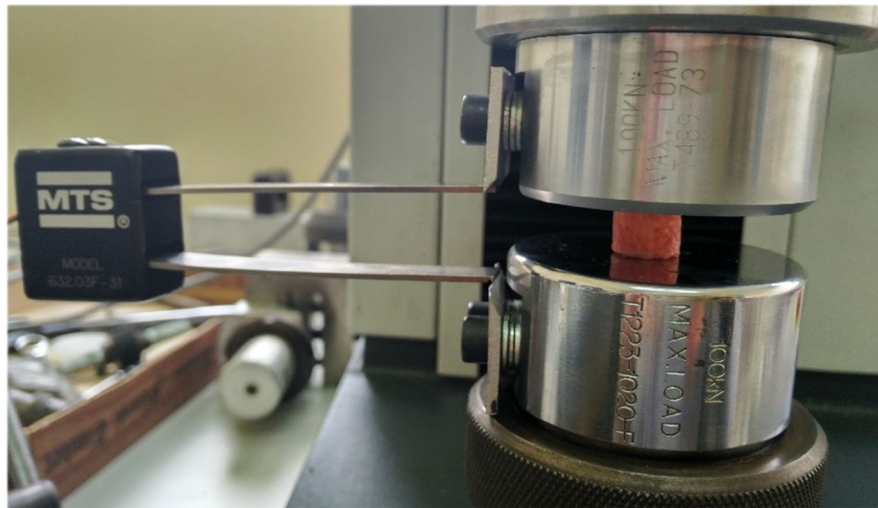


Fig. 3.7. Imagen de un ensayo de compresión uniaxial

En algún caso, y al objeto de obtener más datos del proceso de deformación experimentado por este tipo de hueso durante los ensayos de compresión uniaxial, se utilizaron técnicas de correlación digital de imágenes para la medida de la deformación.

Para ello se utilizó un equipo de videocorrelación GOM modelo Aramis 5M provisto de unas lentes de 50 mm de distancia focal junto con un panel de calibración CQCCP20 30x24.

El uso de este tipo de dispositivo permite medir el desplazamiento entre dos puntos cualesquiera de la superficie de las probetas en cualquier dirección, por lo que además de proporcionar valores de deformación entre dos trabéculas cercanas, permite obtener el coeficiente de Poisson del hueso trabecular. Al igual que para los tendones, las superficies de las probetas fueron preparadas previamente, dotándolas de un moteado. En la Fig. 3.8 se muestran varias imágenes de las probetas y el equipo utilizado en dichos ensayos.

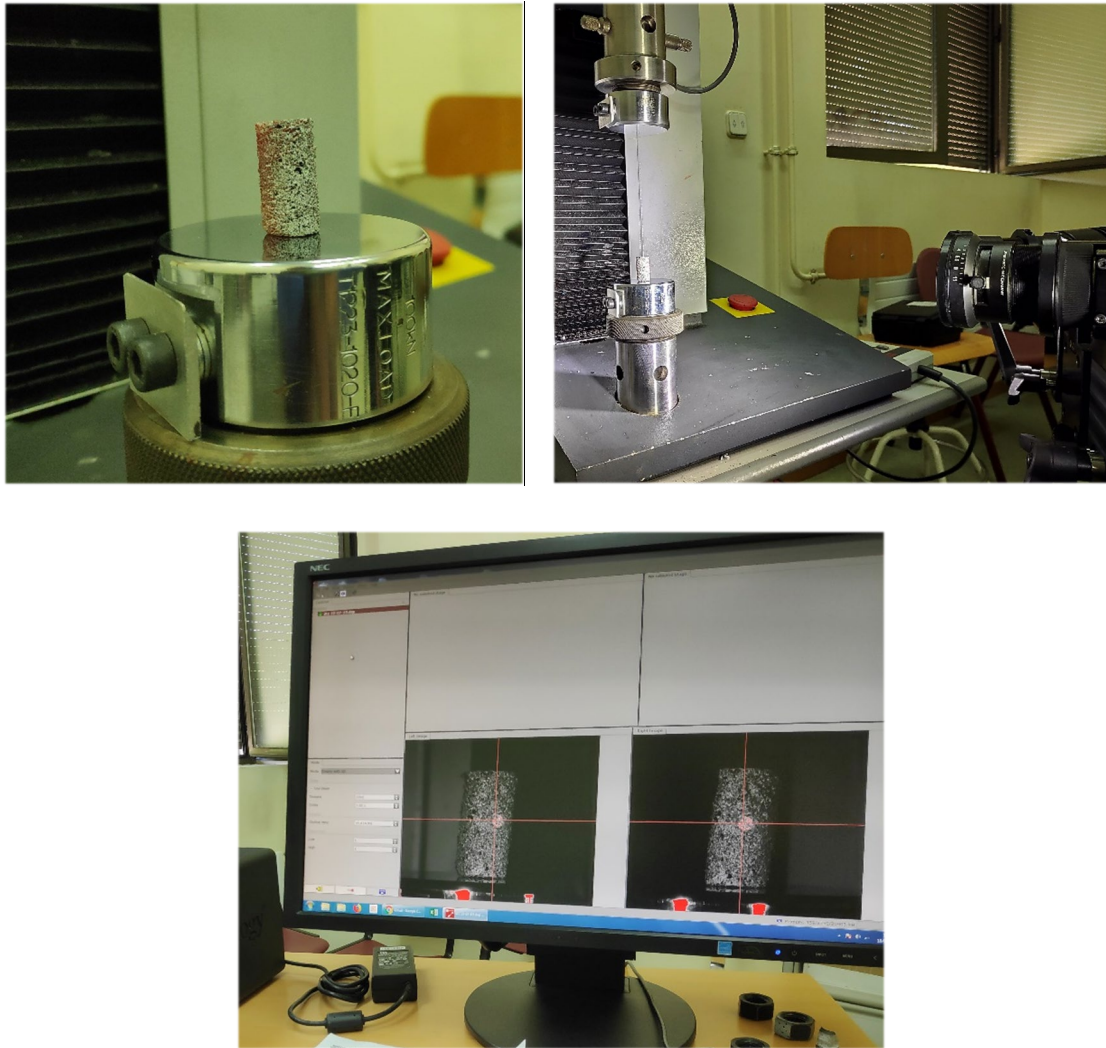


Fig. 3.8. Imágenes del dispositivo utilizado en los ensayos de compresión con videocorrelación

Por su parte, los ensayos de compresión confinada (Fig. 3.9) se llevaron a cabo utilizando el mismo equipamiento y proceso descritos anteriormente, pero dejando confinadas las probetas en el mismo dispositivo con el que fueron extraídas de la laja de hueso correspondiente, cuyo esquema se mostraba en la Fig. 3.5b. La probeta, confinada en el hueco interior del troquel, es sometida a la acción de un punzón cilíndrico de diámetro idéntico al del interior del troquel. En este caso, y dado que todo el proceso se produce en el hueco interior de una matriz metálica, las deformaciones sólo pueden obtenerse utilizando el extensómetro COD.

Durante la realización de los ensayos, se registran las curvas carga-desplazamiento, que posteriormente serán analizadas para la obtención de los parámetros que mejor definan el comportamiento mecánico del hueso trabecular.



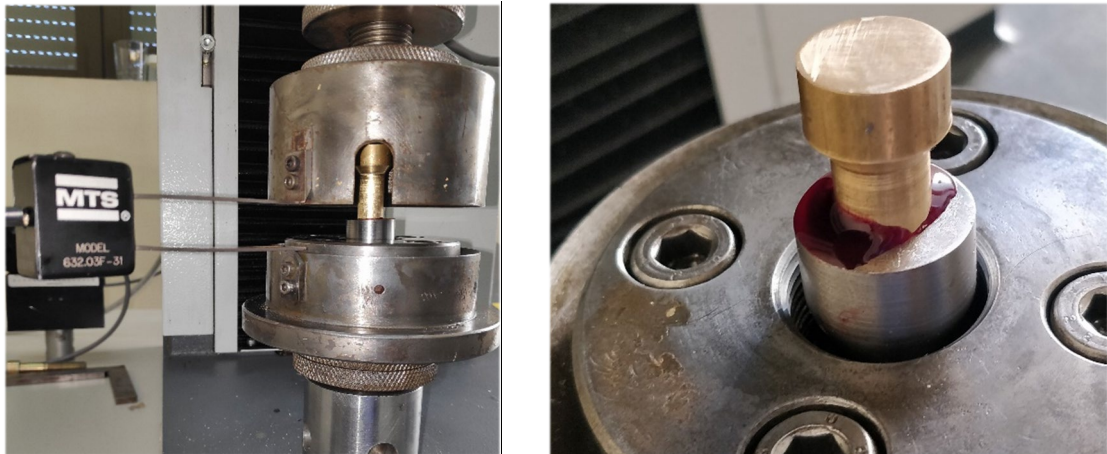


Fig. 3.9. Imágenes de ensayo de compresión confinada

En este punto, se hace necesario aclarar que, mientras que los ensayos de compresión uniaxial son los normalmente utilizados en la caracterización de este tipo de huesos, cuando se supone que su comportamiento puede ser descrito mediante un modelo plástico convencional, la ejecución de los ensayos de compresión confinada estaba enfocada a analizar si el comportamiento mecánico del hueso trabecular podía ajustarse a un modelo de material más complejo, denominado “crushable foam”, que se describirá más adelante, y que las referencias bibliográficas (Kelly, 2012; Kelly and McGarry, 2012) señalaban como uno de los más apropiados para describir el comportamiento de este tipo de hueso. De este modo, una vez realizados los ensayos de compresión confinada, y obtenidos los parámetros que describen el modelo de material, se hace necesario realizar un tercer ensayo mecánico que permitirá, ayudándonos de herramientas numéricas, validar el modelo de material comparando las curvas experimentales del ensayo y las obtenidas a través del modelo numérico.

Los ensayos seleccionados para ello fueron ensayos de indentación o compresión localizada, en los que una muestra prismática de hueso era sometida a la acción de un cilindro de acero que comprimía la parte central de una de las caras, encontrándose la cara opuesta completamente apoyada sobre un plato de compresión, tal y como refleja la Fig. 3.10.

Estos ensayos se realizaron sobre tres probetas prismáticas de hueso trabecular (Fig. 3.11) de medidas similares entre ellas (aproximadamente 35x15x10 mm) que fueron extraídas de lajas longitudinales de la tibia, de modo que su dirección longitudinal coincidiese con la del hueso, asegurando así que la dirección de la carga fuese siempre transversal.

Este ensayo, al igual que el ensayo de compresión uniaxial, se realizó con la ayuda del sistema de correlación digital de imágenes (Aramis), que permitirá comprobar, de un modo mucho más preciso, cómo se va deformando la probeta conforme la carga crece. Como se ha explicado anteriormente, para poder utilizar este sistema, es necesario aplicar una pintura mate a la probeta de color blanco y un moteado con pintura negra para que las cámaras puedan seguir puntos de la probeta con mayor facilidad. En este caso, la sangre y otro tipo de elementos que conforman el hueso trabecular, dificultó la tarea del seguimiento de puntos.

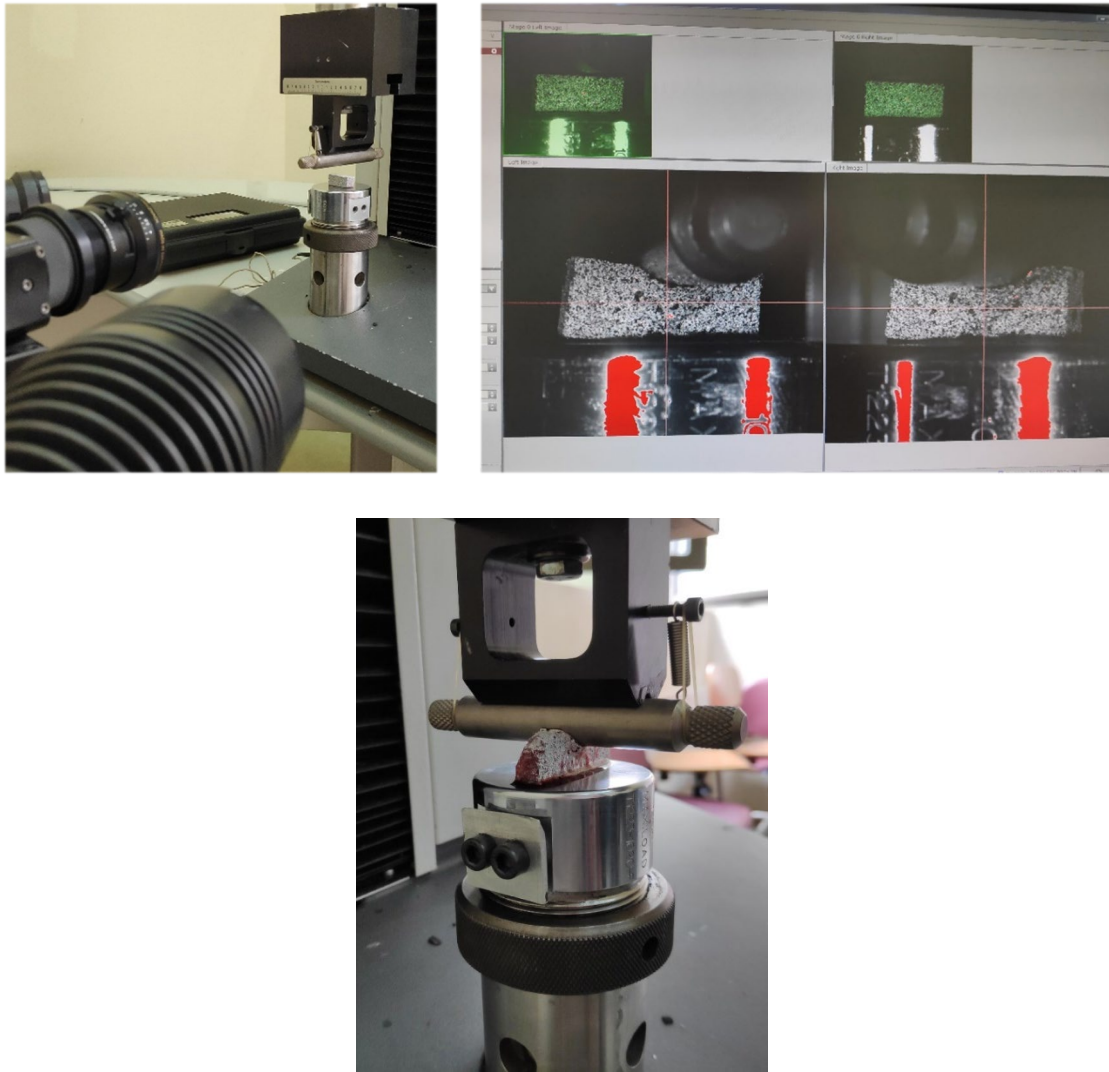


Fig. 3.10. Ensayo de indentación sobre hueso trabecular utilizando DIC

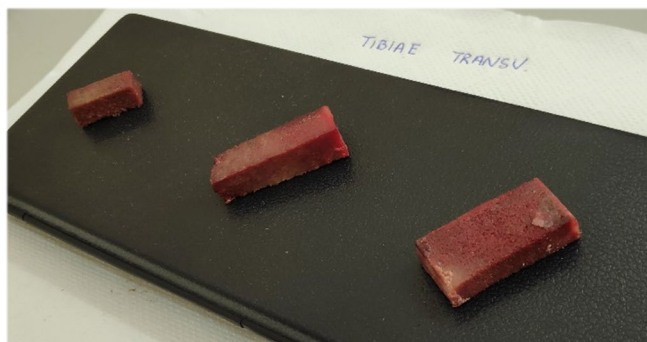


Fig. 3.11. Probetas de hueso trabecular en dirección longitudinal

### 3.3.3 Hueso cortical

Como ya hemos visto en capítulos anteriores, las técnicas utilizadas en el intento de caracterización del hueso cortical han sido muy variadas, no solo en cuanto a tipo de ensayo (tracción, compresión, flexión, indentación, etc.), sino también en cuanto a la geometría y procedencia de las probetas. Todo ello ha llevado a una gran profusión y confusión de resultados, que aún hoy en día no permiten poder definir, con la suficiente exactitud, las propiedades mecánicas concretas de un determinado tipo de hueso, ni siquiera en humanos.

Teniendo en cuenta, además, que las propiedades del hueso cortical dependen fuertemente de la zona analizada, tal y como se explica en el capítulo 2, y que la zona de interés en esta investigación (cercana a la cabeza de la tibia) tiene una geometría muy compleja, que no permite obtener probetas convencionales, el ensayo miniatura de punzonado o “Small Punch Test” (SPT), parece perfilarse como un candidato apropiado en la caracterización de este tipo de material, máxime cuando ya ha sido aplicado con éxito en la caracterización de materiales con comportamientos mecánicos más diversos (Rodríguez et al., 2016b, 2016a, 2014) , incluidos los cerámicos (Quintana et al., 2019) cuyo comportamiento parece ser muy similar al del hueso cortical (Sarkar et al., 2008). Este ensayo, cuyas características generales se han descrito en el capítulo 2, emplea probetas de muy pequeño tamaño que son sometidas a la acción de un punzón metálico de cabeza semiesférica de 2.5 mm de diámetro, que las deforma obligándolas a pasar por un agujero de 4 mm de diámetro. Durante el ensayo se registran los valores de carga aplicada y desplazamiento del punzón, obteniéndose una curva característica típica de cada tipo de material (Rodríguez et al., 2016a, 2016c).

La Fig. 3.12 recoge un esquema con la geometría y dimensiones principales del dispositivo utilizado en este trabajo, concebido y desarrollado por el grupo de investigación SIMUMECAMAT de la Universidad de Oviedo. Este dispositivo se encuentra acoplado a una máquina estática MTS de 5 kN de capacidad de carga y para la medida precisa del desplazamiento del punzón, se utiliza un extensómetro MTS tipo COD de 12 mm de recorrido.

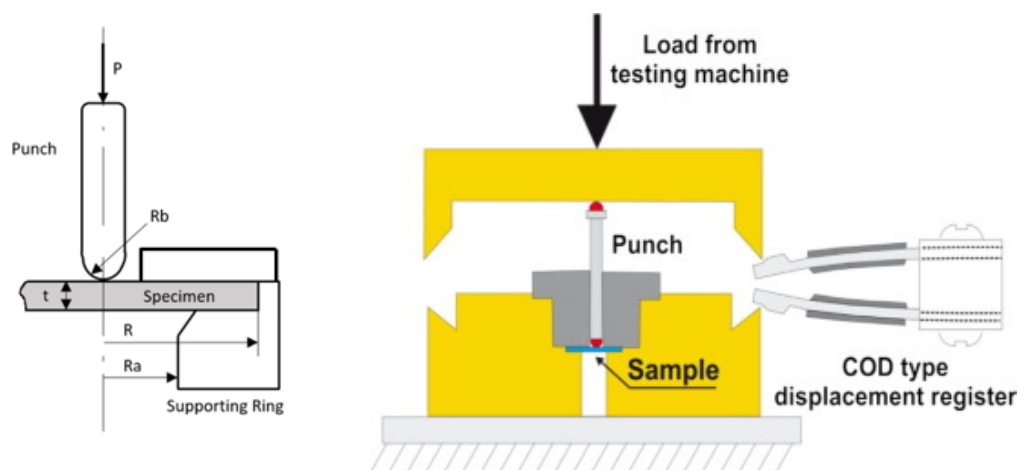


Fig. 3.12 Ensayo SPT. Configuración sin pisador (Quintana et al., 2019)

En primer lugar, se llevaron a cabo estos ensayos sobre probetas extraídas, mediante aserrado, de la zona de la diáfisis de tibias y fémures previamente descongelados (Fig. 3.13). Pese a que la tibia es el hueso que resulta de mayor interés en esta investigación, se decidió realizar el mismo

proceso experimental sobre probetas de fémur para comprobar las posibles diferencias de comportamiento entre ambos tipos de hueso. Las muestras, con unas dimensiones aproximadas de 10x10 mm (ver Fig. 3.14.a) fueron posteriormente sometidas a un suave proceso de pulido, mediante el uso de papel de lija fino, hasta alcanzar el espesor deseado (lo más próximo posible a 1 mm). Es necesario aclarar que el pulido de la probeta se realizó por la zona de la probeta que va a estar en contacto con el punzón (superficie interior del hueso), de modo que la zona de interés (superficie exterior del hueso) fuese la sometida a esfuerzos de tracción.

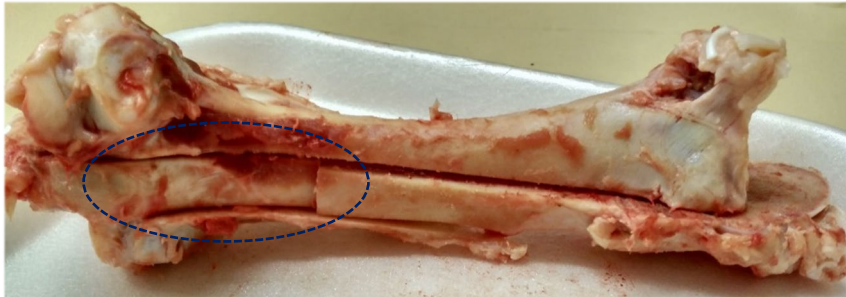


Fig. 3.13. Zona de extracción de las probetas de hueso cortical

Conseguida la geometría deseada, la probeta se coloca en la matriz de modo que la superficie del hueso que se desea caracterizar (superficie exterior del hueso) sea la que queda finalmente sometida a esfuerzos de tracción (cara opuesta a la de contacto con el punzón). La Fig. 3.14.b recoge una imagen de la probeta colocada en el dispositivo inferior del equipo de ensayo (el agujero de la matriz se encuentra debajo de la probeta), mientras que la Fig. 3.14.c recoge un momento del ensayo. Los ensayos se realizaron a una velocidad de desplazamiento del punzón de 1 mm/min.

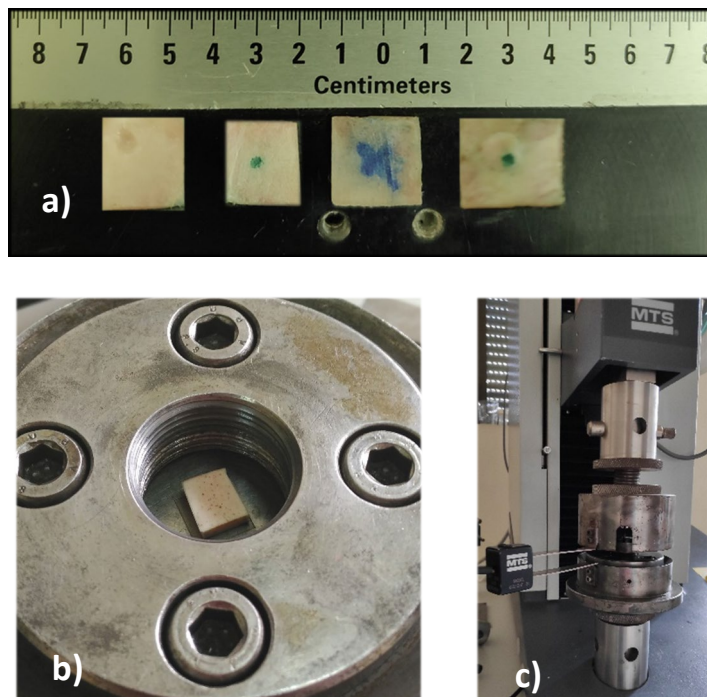


Fig. 3.14. Ensayo SPT: a) muestras SPT hueso cortical, b) disposición de muestras sobre matriz SPT, c) instantánea del ensayo SPT

Durante el curso de los ensayos se recogen los datos carga-desplazamiento del punzón. Teniendo en cuenta que es la primera vez que el ensayo SPT se aplica en la caracterización de este tipo de material, en función de la forma exhibida por las curvas SPT, se tomaron las decisiones que se consideraron más apropiadas en cuanto al tipo de comportamiento global (elástico u elasto-plástico) del hueso y a los posibles parámetros a calcular.

Además, seleccionado el comportamiento global del hueso, y con la ayuda de herramientas de cálculo por elementos finitos, se aplicó un método inverso para poder obtener los parámetros característicos. Es decir, se realizó un modelo numérico que simula el ensayo y en el que los parámetros que definen el material se van ajustando hasta que los resultados del modelo coinciden con los experimentales.

Para ello, se modificó el modelo numérico existente para materiales cerámicos (Quintana et al., 2019) añadiendo en este caso el fijador que empotra la probeta contra la matriz. Este modelo define el material de la probeta como elasto-perfectamente plástico. Se utilizó en todos los casos un coeficiente de Poisson de 0.35, mientras que módulo de Young y el límite elástico se fueron variando hasta conseguir que la curva numérica se aproximase lo más posible a la experimental.

El problema se definió como axisimétrico y en él se describieron geoméricamente tanto la probeta de hueso cortical como la matriz, el fijador y el punzón del equipamiento SPT. Salvo la probeta, todos los elementos se modelan como sólidos rígidos para simplificar el cálculo. Se añaden unas condiciones de contorno para fijar el movimiento del punzón sobre la probeta simulando el ensayo. Para el mallado de la probeta se utilizaron elementos tipo CAX4R, de cuatro nodos con elementos axisimétricos con integración reducida, siendo el mallado más fino en la zona de contacto con el punzón. Además, entre los elementos que componen el equipamiento, se ha utilizado contacto tipo “hard contact” en la dirección normal y sin fricción en la dirección tangencial. Se ha definido un coeficiente de fricción entre la probeta y los elementos metálicos del ensayo de 0.1 y tipo “penalty” en la dirección tangencial mientras que se ha mantenido “hard contact” en la dirección normal. Se lleva a cabo, por tanto, una comparación de la curva carga-desplazamiento experimental y numérica hasta dar con el módulo de Young que mejor ajusta la curva numérica a la experimental. Del modelo se extrae la curva carga-desplazamiento del punzón. La curva numérica que mejor se ajuste a los resultados experimentales será la obtenida con los parámetros que mejor describan el hueso cortical.

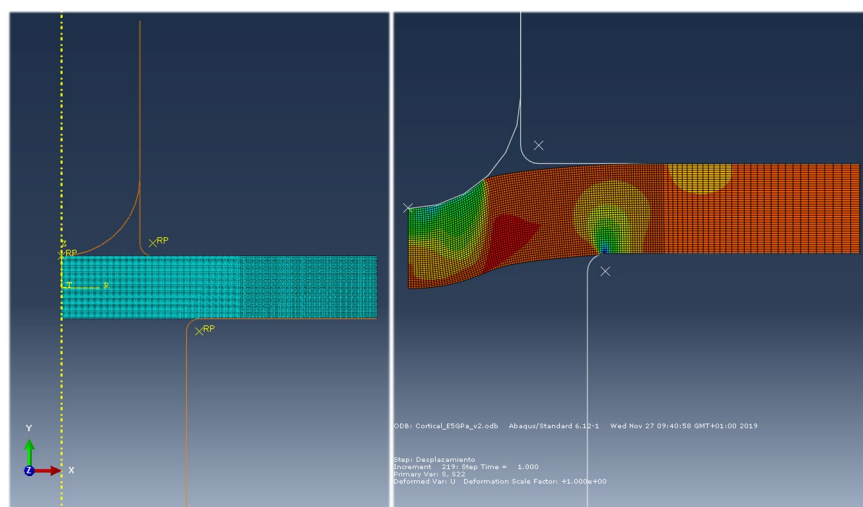


Fig. 3.15. Modelo numérico ensayo SPT para probetas de hueso cortical

Aunque el ensayo SPT resulta, por su sencillez y coste, muy interesante para caracterizar el hueso cortical, el análisis de su aplicabilidad necesita del apoyo de otros ensayos, que se encuentren mucho más establecidos en la determinación de las características mecánicas de este tipo de hueso y nos permita validar aún más los resultados obtenidos.

En base a ello, se realizaron ensayos de microindentación en la Universidad de Cantabria (Diego et al., 2013) sobre los bordes laterales de algunas de las probetas que previamente habían sido ensayadas mediante SPT, ya que estos bordes no se ven afectados por el ensayo.

El dispositivo utilizado para los ensayos de microindentación ha sido un Dynamic Ultra Micro Hardness Testers modelo DUH-211/211S. La técnica consiste en estudiar el comportamiento frente a la indentación de la muestra a estudiar, registrando, mientras se produce la indentación y también cuando se retira el indentador, los valores de fuerza frente a profundidad de penetración. A partir de esos datos se obtiene la dureza, el módulo elástico y el trabajo realizado durante la indentación, todo ello siguiendo la norma ISO 14577-1 (Instrumented indentation test for hardness). La resolución del equipo en la medida de la carga es de  $0.196 \mu\text{N}$ , lo que permite medir la resistencia del material en zonas muy pequeñas y superficiales. La profundidad de la indentación tiene un rango de medida de entre  $0.0001 \mu\text{m}$  y  $10 \mu\text{m}$ .

En el ensayo de ultra microindentación, la fuerza aumenta de forma constante, desde 0 hasta la fuerza máxima seleccionada (en este caso  $150 \text{ mN}$ ) y luego se inicia la descarga, en periodos de 10 s para la carga y 5 s para la descarga. Durante el ensayo, también se mide la dureza dinámica y las correspondientes a la deformación plástica y elástica. El esquema general del proceso se describe en se puede ver en la Fig. 3.16. Se han llevado a cabo cinco microindentaciones sobre cada una de las seis muestras de hueso cortical seleccionadas

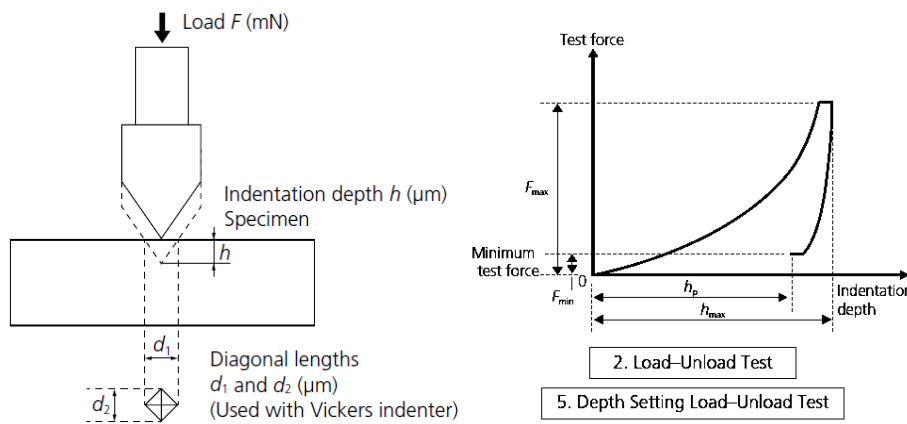


Fig. 3.16. Ensayo de microindentación (Shimadzu, 2009)

### 3.3.4 Caracterización mecánica de tornillos interferenciales

En cuanto a los tornillos (de la casa comercial Smith&Nephew®), que son de un material compuesto por un 75% de PLA y un 25% de HA.

La caracterización mecánica de los tornillos se realizó mediante análisis inverso, haciendo uso tanto de técnicas experimentales como numéricas.

Para ello se procedió en primer lugar a caracterizarlos geoméricamente, al objeto de crear el modelo geométrico más preciso posible mediante un software de modelado 3D. La Fig. 3.17 recoge una imagen de dicho modelo.

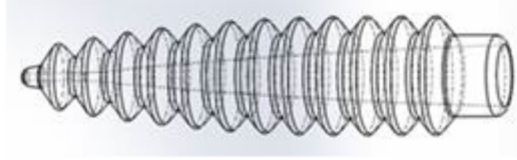


Fig. 3.17. Caracterización dimensional del tornillo interferencial

Con el modelo numérico se pretende reproducir el ensayo de compresión, ensayo que se utilizó para caracterizar experimentalmente el tornillo. Dada la geometría del tornillo, que impedía la extracción de cualquier otro tipo de probeta, se decidió ensayar a compresión el tornillo completo, presionándolo lateralmente, e intentando simular, en el laboratorio, el proceso de carga al que estos tornillos se ven sometidos tras la reconstrucción LCA. La Fig. 3.18 recoge una instantánea de uno de estos ensayos, que se realizaron con el mismo equipamiento y parámetros con los que se realizaron los ensayos de compresión uniaxial en el hueso trabecular.

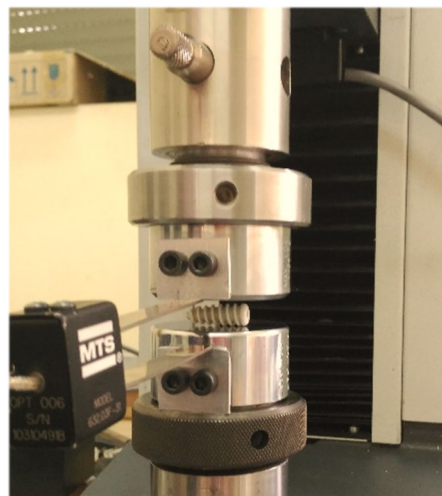


Fig. 3.18. Ensayo de compresión lateral al tornillo interferencial

Por su parte, la simulación se llevó a cabo utilizando el software comercial de Elementos Finitos, ABAQUS® v6.12, utilizando un modelo bidimensional (Fig. 3.19) y considerando las mordazas de la máquina como sólidos rígidos, por simplicidad. El tornillo, de diámetro 7mm y 25mm de longitud (diámetro interno 4mm) fue mallado con 20000 elementos four node plane strain tipo CPE4. Supuesto el comportamiento del material del tornillo elástico-lineal, el módulo elástico del material del que está compuesto se calcula como aquel valor para el que el modelo numérico muestra un mejor ajuste con la curva carga-desplazamiento obtenida experimentalmente.

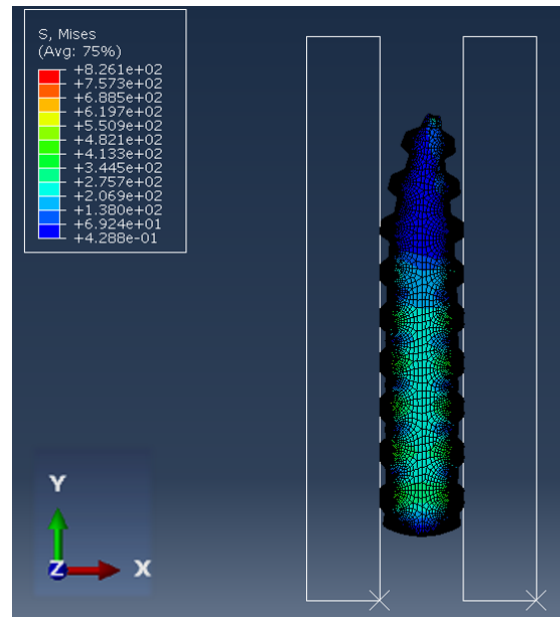


Fig. 3.19. Modelo numérico del ensayo de compresión del tornillo interferencial

### 3.4 Resultados y discusión

A continuación, se detallarán los resultados obtenidos y calculados a partir de los datos de los ensayos realizados a cada uno de los elementos que intervienen en la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior. Los resultados obtenidos con cada tipo de material, serán analizados y discutidos con el fin de definir el modelo de comportamiento más adecuado en cada caso, así como los parámetros que definirán estos modelos.

#### 3.4.1 Tendones

En el caso de los tendones, cabe señalar en primer lugar, lo difícil que resultó obtener resultados válidos. Así, y aunque el número de ensayos realizados fue elevado, la ocurrencia de diversas anomalías en el curso de los mismos (deslizamiento del tendón respecto a la mordaza, pérdidas de marcas de referencia, roturas prematuras en zonas cercanas a las mordazas, variación de la sección a lo largo de la longitud del tendón, etc.), llevó a que el número de ensayos que pudieran considerarse válidos se redujeran a tres. En la Fig. 3.20 se muestra una imagen de uno de los tendones que falló por la zona de sujeción.

Otro problema asociado a las especiales características del material analizado, fue la dificultad para poder recoger los valores de deformación hasta el final del ensayo. La Fig. 3.21 recoge dos imágenes de la gran deformación que tiene lugar en el curso del ensayo. El problema con este comportamiento es que, en cierto punto del ensayo, se llega a producir la pérdida de las marcas de referencia (motas en la superficie del tendón), haciendo imposible el seguimiento completo de la deformación por parte del equipo de vídeo-correlación. Un ejemplo de este comportamiento se muestra en las fotografías de la Fig. 3.21. No obstante, a partir de ciertos valores de deformación, no hay una gran diferencia entre las medidas del extensómetro y las proporcionadas por el actuador de la máquina de ensayo, por lo que en ciertos casos es posible completar la curva de comportamiento haciendo uso de esos datos.





Fig. 3.20. Fallo del tendón sujeto por la zona de sujeción

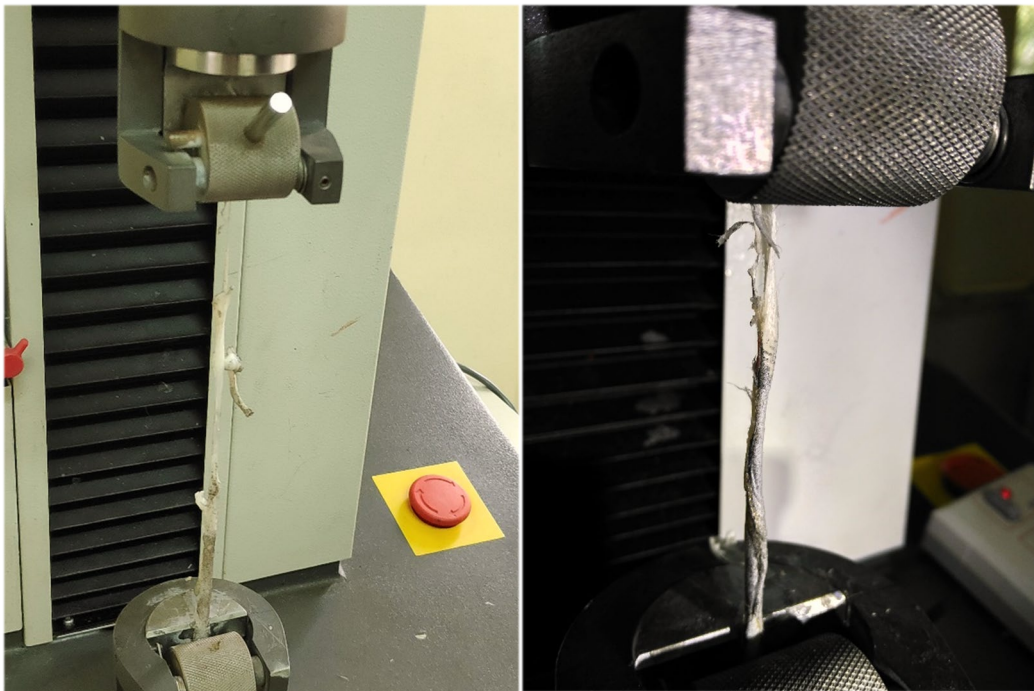


Fig. 3.21. Imágenes de los tendones durante el ensayo de tracción uniaxial

La Fig. 3.22.a, recoge, a modo representativo, la curva tensión-deformación correspondiente a uno de los ensayos que pueden considerarse válidos. En el caso de los tres ensayos válidos, los tendones no mostraban grandes variaciones de sección a lo largo de su longitud, por lo que los valores de tensión se calcularon haciendo uso del valor medio de dicha área. En cuanto a los valores de deformación axial, se calcularon tomando como referencia dos marcas que se encontraran en una zona de sección prácticamente constante y que pervivieran en la superficie del tendón durante el máximo tiempo de ensayo posible.

Como puede observarse, el aspecto de la curva tensión-deformación obtenida, refleja un comportamiento semejante al correspondiente a un material híper-viscoelástico.

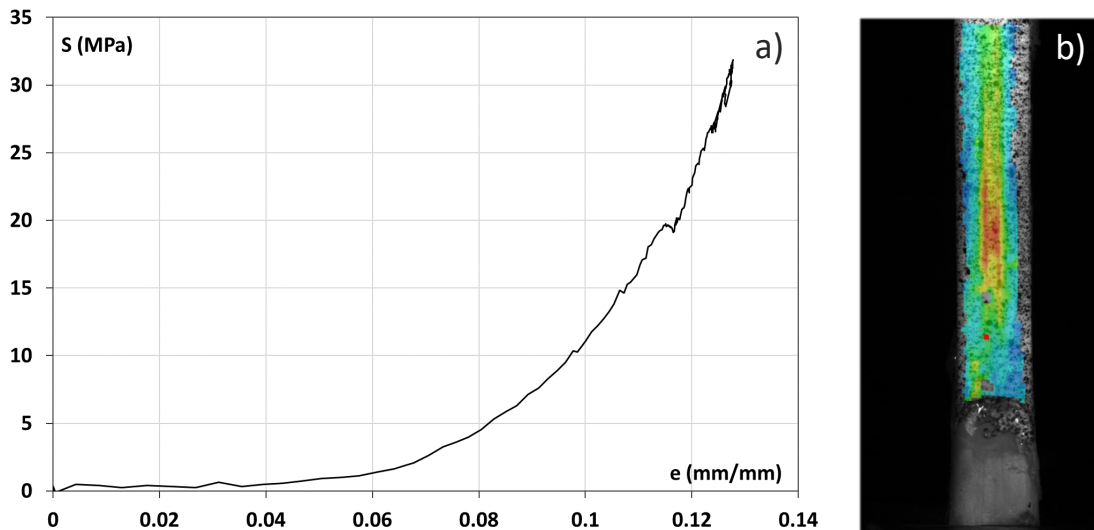


Fig. 3.22. Curva tensión-deformación representativa de los tendones ensayados (a); Distribución de tensiones en Aramis (b)

La forma en la que van rompiendo las fibras durante el ensayo hace comprender mejor el reparto de tensiones en cada una de ellas. No todas las fibras soportan la misma tensión durante la aplicación de la fuerza. En la Fig. 3.22.b, que representa en código de colores el reparto de tensiones en el tendón, siendo las zonas más cargadas las representadas en color rojo, se puede ver este fenómeno de forma directa, el reparto de la carga no es homogéneo y por ese motivo, romperán unas antes que otras.

Como ya pusieron de manifiesto otros autores (Johnson et al., 1996; Puso and Weiss, 1998) la respuesta de los tendones es claramente no lineal, exhibiendo una primera zona en la que se producen grandes deformaciones a cargas prácticamente constantes para pasar gradualmente a necesitar un mayor incremento de carga para poder deformarse, y este endurecimiento es continuo hasta la rotura del tendón.

Es en la primera zona de la curva en la que se supone que el tendón trabaja en condiciones normales, y se considera que, en esa zona, las fibras que constituyen el tendón simplemente sufren un posicionamiento en la dirección de la carga. Una vez enderezadas las fibras, estas comienzan a deformarse elásticamente, necesitando una fuerza de mayor magnitud para conseguirlo y dada la naturaleza viscoelástica de ligamentos y tendones, la zona elástica es no-lineal. Por último, llegados a ciertos valores de tensión y deformación, las fibras comienzan a fallar gradualmente (ver Fig. 3.22.a), hasta que se produce la rotura total del ligamento.

Dado que el comportamiento exhibido por los tendones es semejante al observado por otros autores para este tipo de materiales (Calvo et al., 2007; Peña et al., 2007; Weiss et al., 1995; Weiss and Gardiner, 2001), los datos experimentales obtenidos, serán introducidos en un modelo matemático del material, especialmente creado por investigadores de la Universidad de Zaragoza (Calvo et al., 2007; Peña et al., 2007) para reproducir el comportamiento de tejidos blandos como

los aquí utilizados. Este modelo emplea una función de densidad de energía de deformación para reproducir la parte elástica del material considerando únicamente el tramo exponencial. El citado modelo matemático permite la obtención de una serie de coeficientes que serán introducidos en la subrutina que representa al material del tendón permitiendo de esta forma, reproducir fielmente el comportamiento de este tejido. La descripción de este modelo se llevará a cabo en el *capítulo 4*.

### 3.4.2 Hueso trabecular

A continuación, se describen y comentan los resultados obtenidos tras la caracterización mecánica del hueso trabecular porcino, agrupando dichos resultados por tipo de ensayo de compresión utilizado (uniaxial o confinado).

#### Ensayos de compresión uniaxial

Las Fig. 3.23 y Fig. 3.24 recogen algunas de las curvas tensión-deformación obtenidas tras los ensayos de compresión uniaxial de probetas procedentes de secciones de tibia, cuando la carga de compresión se aplica en dirección longitudinal (paralela al eje longitudinal del hueso) y transversal (perpendicular a dicho eje), respectivamente. Los valores representados corresponden a la tensión aparente (para su cálculo se utiliza la sección transversal total de la probeta) y la deformación obtenida del extensómetro COD.

Como puede observarse, tanto en una dirección como en otra, este tipo de hueso exhibe inicialmente un comportamiento elástico lineal hasta que se alcanza un cierto valor de tensión, la relación tensión-deformación deja de ser lineal y sobreviene un palier plástico en el que la tensión prácticamente se mantiene constante hasta que, tras una considerable deformación, se produce un endurecimiento debido a la densificación del hueso. Este comportamiento, ya observado por otros investigadores, se explica en virtud de la estructura trabecular de este tipo de hueso, que hace que se comporte como una espuma (Reilly and Burstein, 1975).

No obstante, una vez eliminados los casos en los que el fallo estaba claramente influido por anomalías geométricas en la probeta, la Tabla 3.1 recoge los valores medios y la desviación estándar, tanto del módulo elástico,  $E$ , como de la tensión de cedencia,  $\sigma_y$ , calculada ésta como la tensión para la que se inicia el palier plástico. Señalar que los valores del módulo elástico reflejados en dicha tabla han sido calculados, como ya se ha comentado, con los valores de deformación obtenidos utilizando el extensómetro COD. La Tabla 3.1., también recoge el valor del coeficiente de Poisson,  $\nu$ , obtenido en aquellos ensayos en los que se utilizó correlación digital de imágenes (DIC).

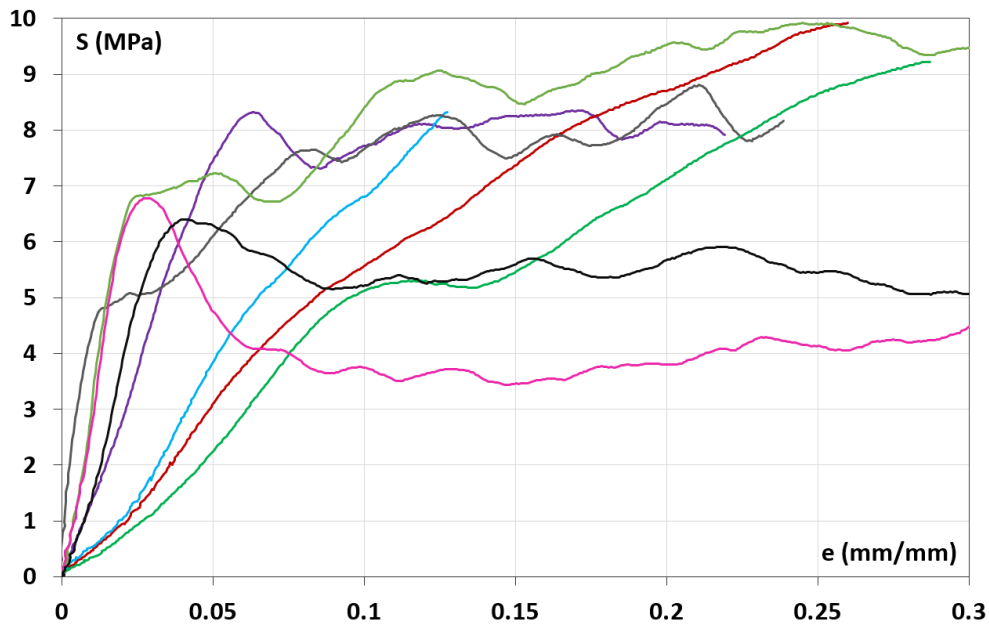


Fig. 3.23 Curvas compresión-deformación de tibia trabecular longitudinal

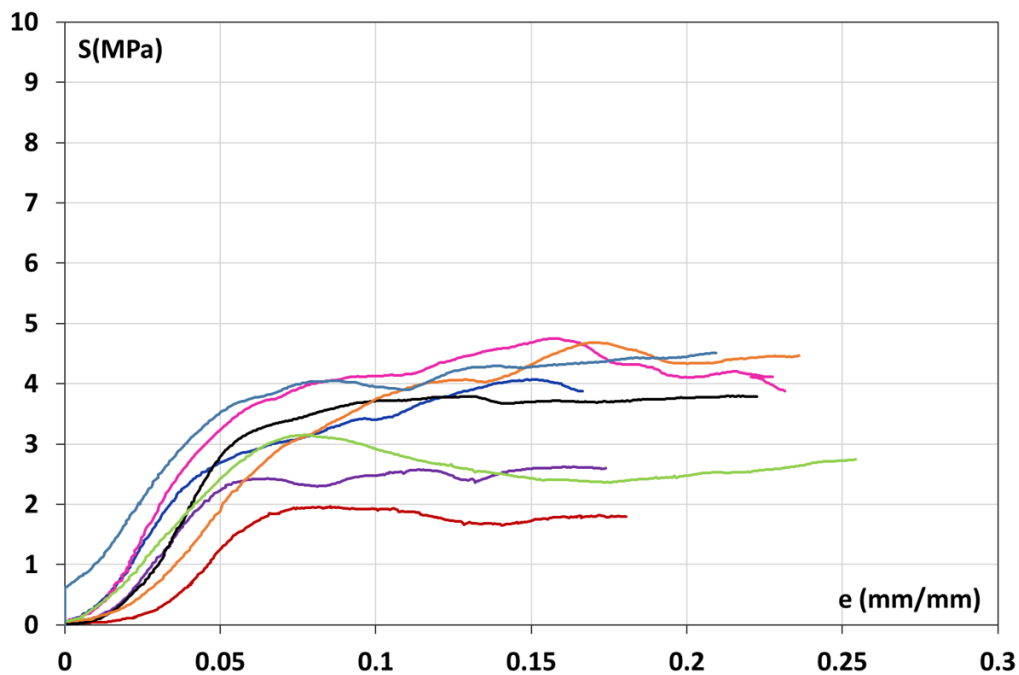


Fig. 3.24 Curvas compresión-deformación de tibia trabecular transversal

A la vista de estos resultados, y como ya aseveraron otros investigadores (Dorogoy et al., 2017; Wirtz et al., 2000), el hueso trabecular porcino muestra una clara anisotropía, exhibiendo una rigidez longitudinal que prácticamente triplica a la mostrada en la dirección transversal junto con el doble de resistencia. El coeficiente de Poisson, sin embargo, no muestra diferencias significativas en función de la dirección de medida.

Tabla 3.1 Valores mecánicos característicos de la tibia trabecular en ambas direcciones ortogonales

	Tibia longitudinal		Tibia transversal	
	E (MPa)	$\sigma_v$ (MPa)	E (MPa)	$\sigma_v$ (MPa)
Specimen 1	177.96	6.3	60.18	1.61
Specimen 2	75.9	3.39	80.72	2.22
Specimen 3	99.47	4.73	67.98	2.03
Specimen 4	347.75	4.63	90.48	2.84
Specimen 5	65.8	4.68	93.58	2.9
Specimen 6	368.78	6.19	62.66	2.74
Specimen 7	364.95	6.4	54.54	2.7
Specimen 8	260.39	5.43	73.79	3.09
	304±83	5.2±1.05	72.9±14.2	2.5±0.51
$\nu$	0.25±0.02		0.27±0.02	

Señalada la elevada dispersión de resultados, tal y como apuntaban autores como (Goldstein, 1987; Goldstein et al., 1983; Keaveny et al., 2004; Keaveny and Hayes, 1993; Wang, 2001), inherente a la caracterización de este tipo de hueso, ésta puede agudizarse aún más si los resultados comparados proceden de ensayos en los que se utilizan distintas metodologías de obtención de datos, como, por ejemplo, el procedimiento que se utilice para medir la deformación. Así, la Fig. 3.25 recoge las curvas tensión-deformación obtenidas en el ensayo de la misma probeta, pero procedente de los dos sistemas de medida utilizados: extensómetro COD y DIC. Además, en el caso del sistema DIC se comparan los resultados obtenidos utilizando diferentes longitudes iniciales,  $L_0$ , de medida.

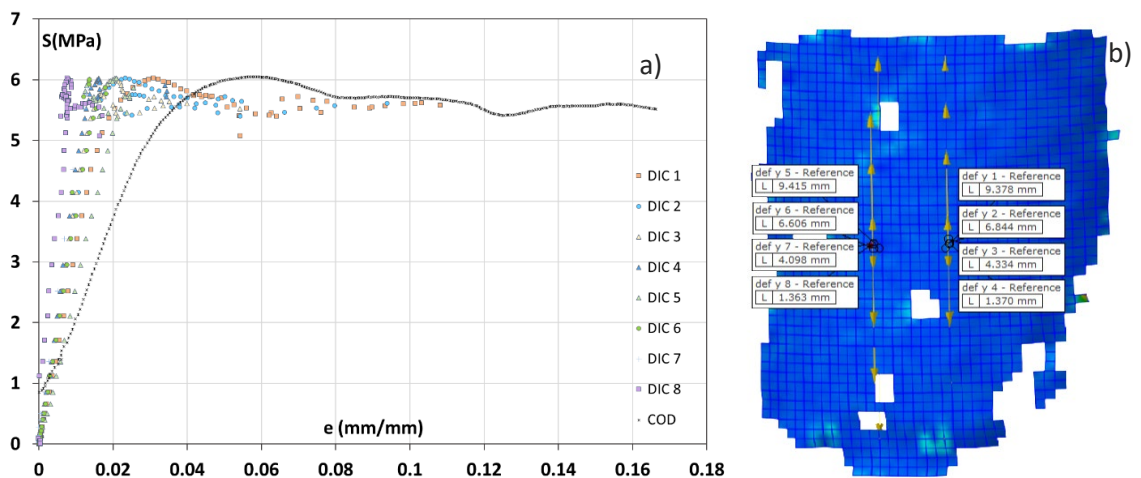


Fig. 3.25. a) Curvas tensión-deformación DIC vs COD; b) Zona de medida de deformaciones

La Tabla 3.2, recoge los valores del módulo elástico obtenido en función de la longitud inicial de medida. Como puede observarse, el valor del parámetro  $E$ , aumenta conforme disminuye la longitud inicial entre puntos. Cuando se utiliza el sistema DIC, las medidas, además de poder realizarse entre puntos muy concretos y cercanos (con muy pocas trabéculas intermedias), también disminuye la influencia de las posibles imperfecciones geométricas de la probeta (pequeñas desalineaciones, falta de paralelismo entre caras planas, etc.) que sí detectaría el extensómetro COD, situado entre los dos platos de compresión. De este modo, el uso de un sistema u otro, e incluso la utilización de una longitud de referencia u otra cuando se utiliza DIC, hacen que los valores obtenidos en la medida del módulo elástico lleguen a ser del doble que los obtenidos a través de un método más tradicional como es un extensómetro, y no dejemos de pensar qué valores se obtienen cuando no se utiliza siquiera extensómetro y las medidas se obtienen directamente a partir del desplazamiento de las mordazas del equipo de ensayos, como sucede en algunas investigaciones (Gan et al., 2010; Turner and Burr, 1993). Se suma, pues, otra razón para la elevada dispersión de resultados reflejada en la bibliografía, y se magnifica la conveniencia de describir, de forma muy precisa, el procedimiento utilizado en la obtención de los parámetros mecánicos, de cara poder correlacionar unos valores con otros.

Tabla 3.2. Valores de módulo elástico en función del método utilizado y la longitud de referencia

Método	COD	DIC 1	DIC 2	DIC 3	DIC 4
$L_0$ (mm)	11.3	9.38	6.84	4.33	1.37
$E$ (MPa)	154	319	384	398	441

Por su parte, y únicamente con el objeto de comparar posibles similitudes o diferencias entre huesos de distinta procedencia, se realizaron ensayos de compresión sobre algunas probetas procedentes de fémures porcinos. Las Fig. 3.26 y Fig. 3.27, muestran las curvas tensión-deformación obtenidas, tras el ensayo a compresión de hueso trabecular femoral, ensayado en dirección longitudinal y transversal, respectivamente. Los valores de deformación en estos ensayos proceden del extensómetro COD. Se observa la semejanza, en cuanto a forma, de estas curvas con las obtenidas con el hueso trabecular tibial. También se hace notar la clara anisotropía exhibida por este tipo de hueso. En cuanto a propiedades mecánicas, como se recoge en la Tabla 3.3, el hueso femoral parece ligeramente más resistente que el tibial en dirección longitudinal no mostrando diferencias significativas en dirección transversal. El módulo elástico obtenido en ambas direcciones no es significativamente diferente del trabecular. Hemos de señalar, no obstante, que el número de muestras femorales ensayadas y dadas como válidas, en dirección transversal ha sido demasiado reducido, por lo que estos valores han de tomarse con precaución.

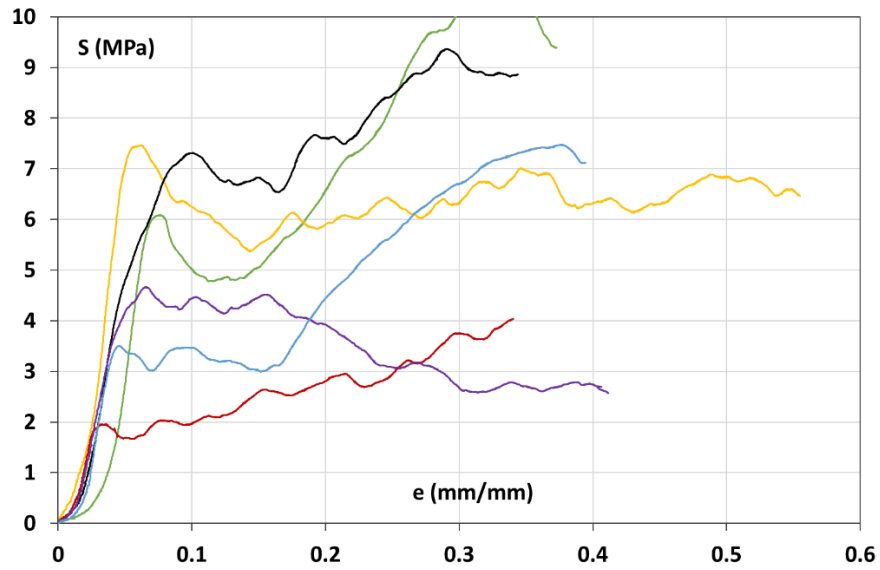


Fig. 3.26. Curvas compresión-deformación fémur trabecular longitudinal (corte transversal)

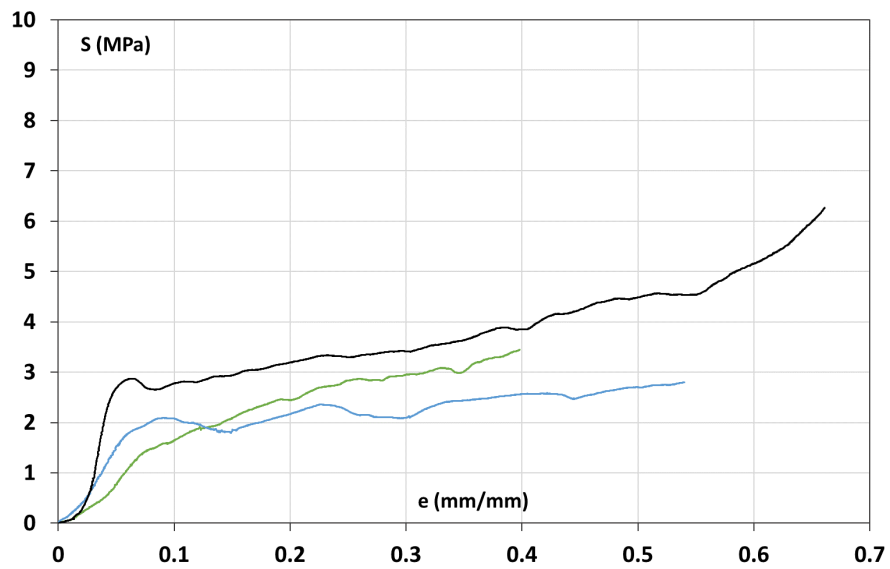


Fig. 3.27. Curvas compresión-deformación fémur trabecular transversal (corte longitudinal)

La Tabla 3.3 resume las características mecánicas a compresión de este tipo de hueso pudiendo comparar estos resultados con los obtenidos por otros autores (Burgers et al., 2008; Keaveny et al., 2001).

Tabla 3.3. Valores mecánicos característicos del fémur trabecular

	Fémur longitudinal		Fémur transversal	
	E (MPa)	$\sigma_v$ (MPa)	E (MPa)	$\sigma_v$ (MPa)
Specimen 1	206	6.09	124.77	2.81
Specimen 2	232	7.46	40	2.08
Specimen 3	155	7.31	31	1.85
Specimen 4	132	4.66		
Specimen 5	117	2		
	181±46.3	6.38±1.3	65.01±51.9	2.24±0.5

### Ensayos de compresión confinada

La Fig. 3.28 muestra las curvas obtenidas en los ensayos de compresión confinada de probetas procedentes de hueso trabecular tibial, cargadas en dirección transversal. El hecho de haber realizado este tipo de ensayos únicamente en dirección transversal, se debe a la escasez de material, que ha llevado a decidir utilizar esta dirección como representativa, al ser la que exhibe la menor rigidez y resistencia. Esta figura también recoge, a modo de comparación, una curva representativa de los ensayos de compresión uniaxial.

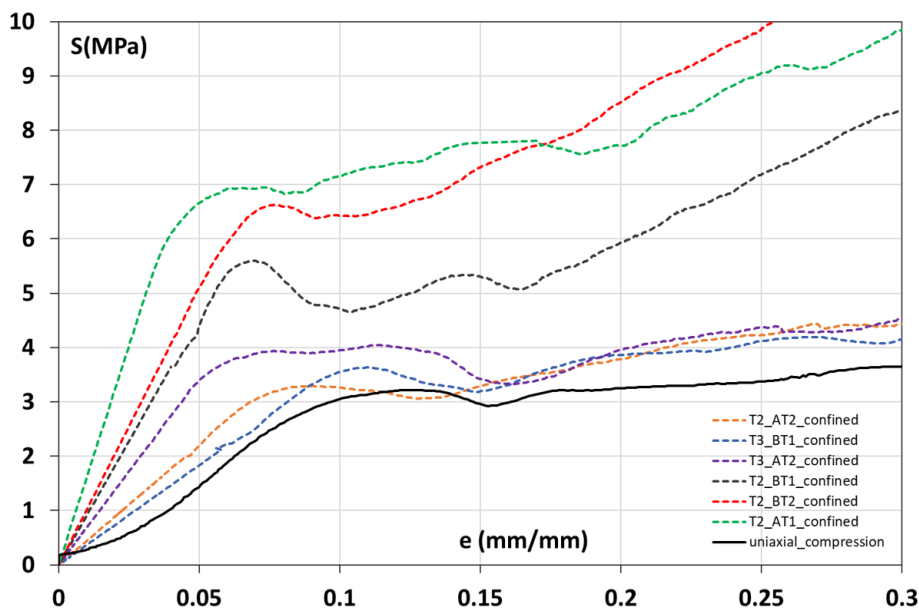


Fig. 3.28. Curvas representativas de los ensayos de compresión confinada vs uniaxial

A la vista de esta figura, señalar en primer lugar, que también en este caso vuelve a ponerse de manifiesto la elevada dispersión de resultados obtenidos. Además, la forma de las nuevas curvas es muy similar a las de compresión uniaxial, si bien tanto la rigidez inicial como la resistencia a cedencia de las probetas ensayadas a compresión confinada es superior.



El valor medio de la pendiente inicial en los ensayos de compresión confinada es de  $106 \pm 38$  MPa, y el de la tensión de cedencia es  $\sigma_{yconf} = 5.1 \pm 1.5$  MPa (prácticamente el doble del obtenido en los ensayos uniaxiales).

### Ensayos de indentación

La Fig. 3.29 muestra las curvas carga-desplazamiento del cilindro de carga, obtenidas tras los ensayos de indentación sobre hueso trabecular porcino. Las diferencias exhibidas entre unas probetas y otras, aunque parecen notables, pueden explicarse en virtud tanto de diferencias dimensionales entre ellas (nótese que el gráfico es Fuerza-desplazamiento) como de que los huesos de procedencia de las mismas pertenezcan a diferentes individuos.

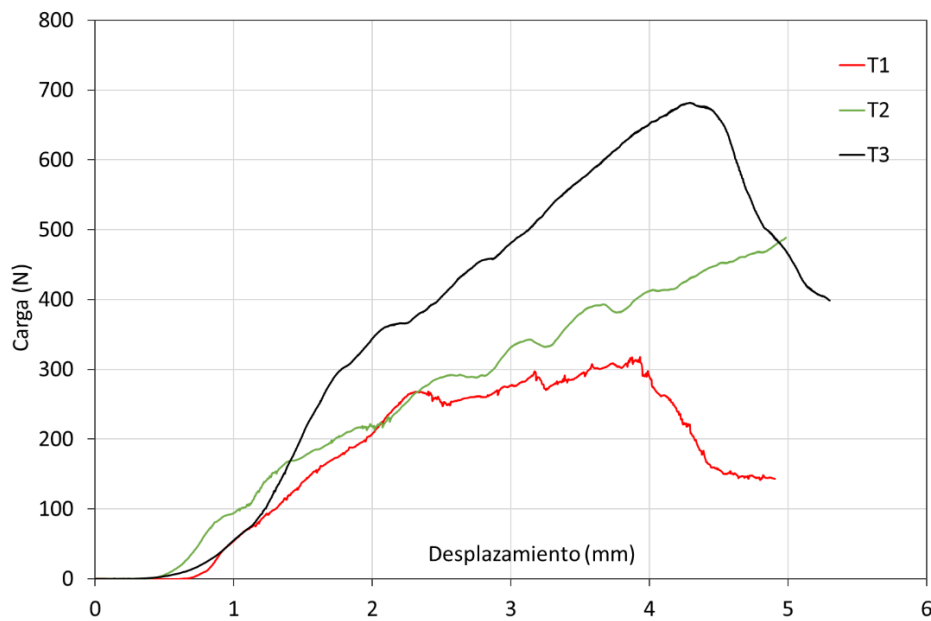


Fig. 3.29. Curva carga-desplazamiento del ensayo de indentación sobre hueso trabecular

Por su parte, la utilización del equipo de correlación nos ha permitido analizar el estado de deformación de cada probeta conforme transcurre el ensayo. Así, y tomando como referencia una de las probetas ensayadas (T3) eliminando de ella la zona inicial de asentamiento de la herramienta, la Fig. 3.30 recoge el estado de deformaciones de la superficie lateral de dicha probeta en varios instantes del ensayo, siendo interesantes, sobre todo, aquellos asociados a un cambio en la pendiente de la curva, resaltados con marcadores verdes y bajo la denominación de St, correspondiente al stage de Aramis al que pertenecen.

Como se puede apreciar en la Fig. 3.30, la probeta de hueso trabecular se va deformando a medida que aumenta la aplicación de la carga a través del cilindro. Así, en la imagen St 114 se puede ver la zona donde empiezan a concentrarse las tensiones y hacia dónde aumentan, prácticamente en la propia dirección de la carga. Esta probeta alcanza su valor máximo de carga en el punto correspondiente a la imagen St 268, punto en el que la probeta se considera rota y tras el cual, la carga cae en picado. La imagen St 302 corresponde a un cambio de pendiente en la caída de la carga, lo que puede corresponder a una rotura de las últimas trabéculas que ofrecían resistencia hasta ese momento. Se puede observar la pérdida de zonas de medida durante el progreso de aplicación de la carga, debido en gran parte a la expulsión de la probeta de sangre y médula y, por tanto, la pérdida de pintura en esas zonas.

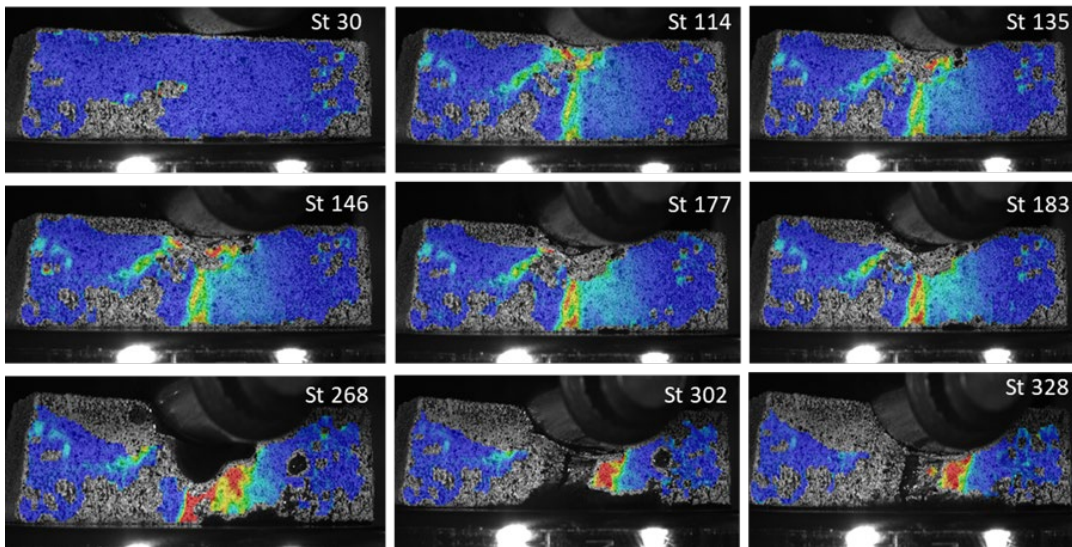
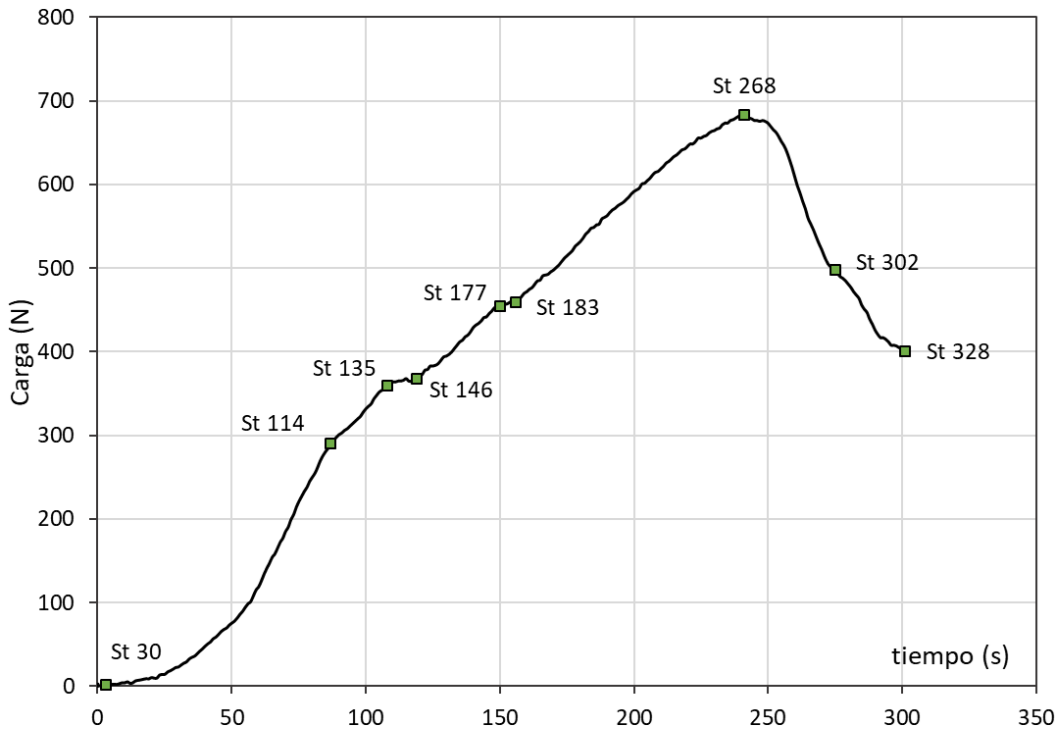


Fig. 3.30. Estado de deformaciones de la probeta de hueso trabecular porcino sometida a un ensayo de indentación con ARAMIS

Tanto estas curvas como los datos de profundidad de indentación del cilindro sobre el hueso proporcionados directamente por el equipo de correlación, serán las que posteriormente se comparan con los resultados obtenidos del modelo de elementos finitos que reproducirá estas mismas condiciones de ensayo utilizando el modelo constitutivo ajustado de acuerdo a los resultados de los ensayos de compresión uniaxial y confinada. En el *apéndice 5* se puede ver la correspondencia entre los diferentes cambios de pendiente en la curva carga-desplazamiento con el estado de la probeta en ese preciso instante.

### 3.4.3 Hueso cortical

La Fig. 3.31 muestra las curvas obtenidas tras el ensayo SPT de las primeras muestras de hueso cortical extraídas de tibias (Fig. 3.31a) y fémures porcinos (Fig. 3.31b). Aunque se advierten diferencias entre algunas de las curvas, estas son debidas, fundamentalmente, a diferencias en el espesor de las probetas ensayadas, imposibles de evitar mediante el proceso manual de preparación de las muestras llevado a cabo en este trabajo.

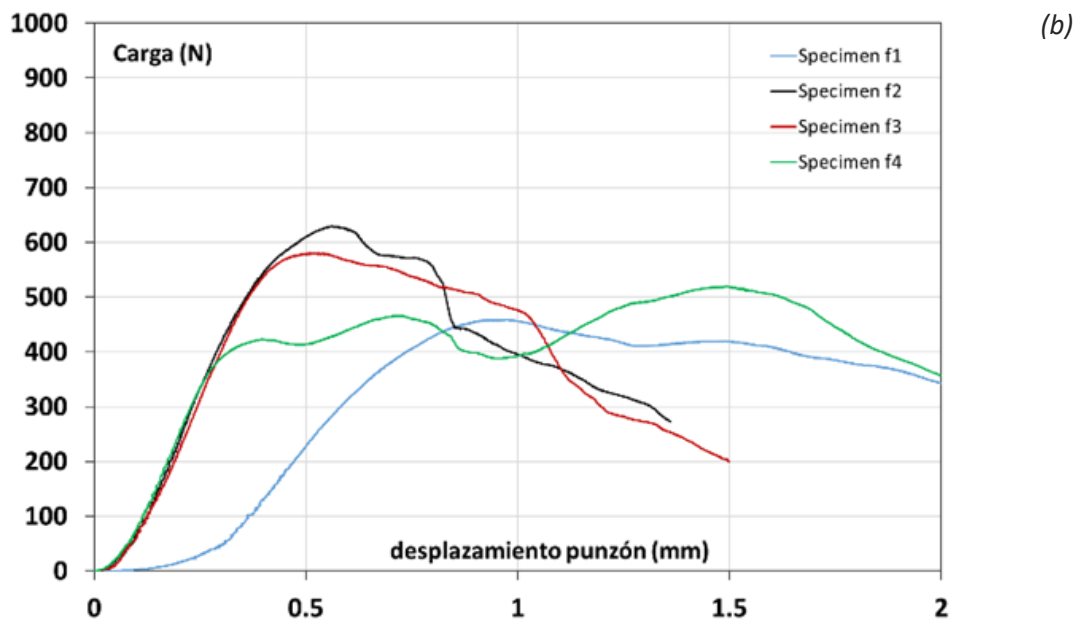
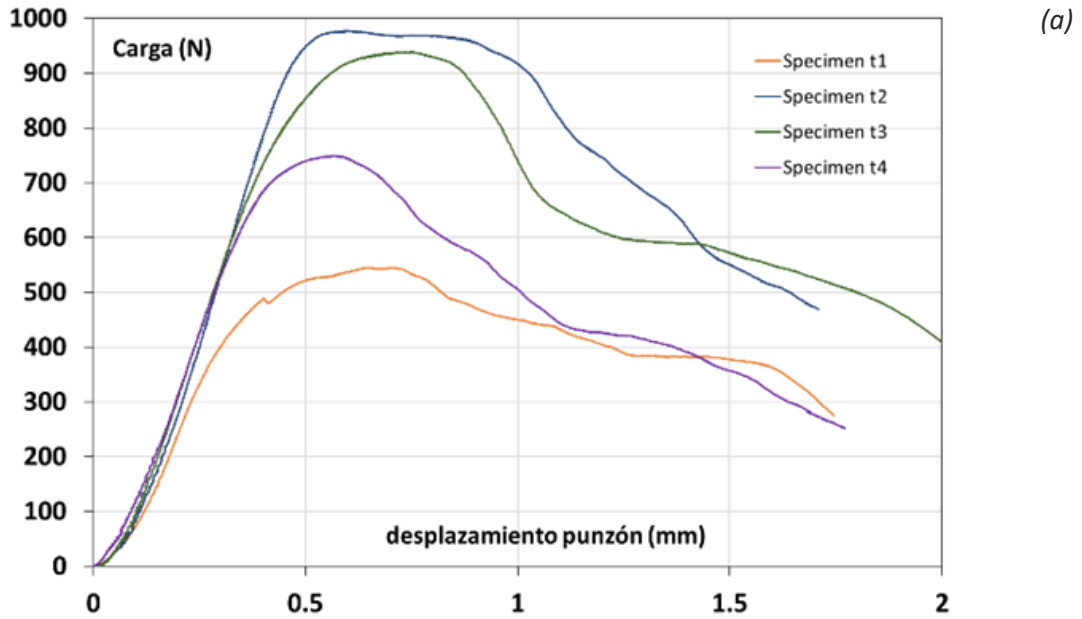


Fig. 3.31. Curva Carga-desplazamiento hueso cortical. a) Tibias; b) Fémures

Como puede observarse, salvo por la presencia de una pequeña zona cóncava inicial, debida a fenómenos de asentamiento de las muestras e indentación del punzón, el comportamiento de este tipo de hueso puede considerarse elástico-lineal hasta que se alcanza un cierto valor de carga y comienza un periodo de cedencia que se alarga en mayor o menor grado hasta que la carga comienza a caer progresivamente. Este comportamiento puede considerarse parecido al mencionado por otros autores para este tipo de hueso, aunque debemos tomarlo con prudencia, dado que el elevado espesor de estas primeras muestras hace que, además de a un estado de flexión biaxial, estas muestras se vean sometidas a una pequeña indentación del punzón, como puede verse en la Fig. 3.32.

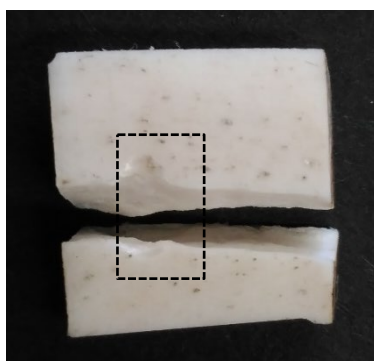


Fig. 3.32. Aspecto de la rotura de una probeta SPT de hueso cortical (tibia)

No obstante, y al objeto de comparar el comportamiento del hueso en función de su procedencia, se han obtenido las pendientes de las curvas en la zona lineal (Slope) y el valor de la carga máxima ( $P_{max}$ ), cuyos valores, tras eliminar el efecto del espesor de las probetas,  $t$ , utilizando los valores de  $Slope/t$  y  $P_{max}/t^2$ , se recogen en la Tabla 3.4, para los dos tipos de hueso cortical analizados. Como puede verse, e independientemente de la validez de esos parámetros SPT en la determinación de los correspondientes parámetros de tracción, puede afirmarse la mayor rigidez y resistencia del hueso cortical tibial frente al femoral, con diferencias significativas en ambos parámetros.

Tabla 3.4. Parámetros mecánicos característicos del hueso cortical. Tibia y fémur porcinos

	Tibia		Fémur	
	Slope/t (MPa)	$P_{m\acute{a}x}/t^2$ (MPa)	Slope/t (MPa)	$P_{m\acute{a}x}/t^2$ (MPa)
Specimen 1	1043.66	151.01	416.37	95.65
Specimen 2	888.55	128.28	707.63	111.84
Specimen 3	922.82	141.84	785.01	114.12
Specimen 4	982.464	144.13	896.65	102.56
	959.3±68.2	141.3±9.5	701.4±205.2	106.04±8.54

Por su parte, la Tabla 3.5 recoge los resultados obtenidos tras los ensayos de microindentación practicados sobre estos hueso. Los resultados que se muestran son los aportados por el dispositivo de medida en cuanto a profundidad de la indentación ( $h$ ), fuerza máxima de indentación ( $F_{m\acute{a}x}$ ), durezas tipo Martens ( $HM$ ), de indentación ( $Hit$ ) o Vickers ( $HV$ ). El módulo elástico del material indentado será el correspondiente a la columna denominada como  $E_{it}$ . Como puede observarse, el módulo elástico del hueso cortical, obtenido mediante ensayos de microindentación, se encuentra en un rango comprendido entre 5.5GPa y 8.7GPa aproximadamente.

Tabla 3.5. Resultados del ensayo de microindentación sobre hueso cortical

	$F_{m\acute{a}x}$ (mN)	$h_{m\acute{a}x}$ ( $\mu\text{m}$ )	$H_M$ (N/mm <sup>2</sup> )	$H_{it}$ (N/mm <sup>2</sup> )	$H_v$ (N/mm <sup>2</sup> )	$E_{it}$ (MPa)
Specimen 1	150.31	4.1589	249.312	405.163	37.437	1.07E+04
Specimen 2	150.27	5.4238	134.845	246.839	22.808	5.49E+03
Specimen 3	150.27	4.7782	187.511	301.89	27.895	8.71E+03
Specimen 4	150.26	4.5998	193.613	352.914	32.609	7.08E+03
Specimen 5	150.31	4.4683	206.973	376.799	34.816	7.40E+03
Specimen 6	150.28	4.814	183.516	302.474	27.949	7.99E+03
	150.28±0.02	4.7±0.4	192±37	331±58	30.58±5.3	7.89E+03±1.7E+03

Con objeto de conocer más sobre el comportamiento de este tipo de hueso bajo condiciones de punzonado, se realizaron más ensayos SPT sobre nuevas muestras, extraídas, esta vez, únicamente de tibias porcinas, y prestando especial atención, en que todas las probetas tuvieran un espesor lo más ajustado posible a 1mm, para intentar minimizar el efecto indentador del punzón frente a la flexión biaxial del ensayo SPT. Los resultados obtenidos sobre probetas extraídas de dos tibias distintas, se muestran en la Fig. 3.33. En este caso, y aun teniendo unos espesores muy semejantes, el comportamiento exhibido por las probetas procedentes de un hueso u otro es claramente diferente, mostrando una mayor resistencia y rigidez las muestras procedentes de la Tibia1 que de la Tibia2, lo que refleja la diferencia que puede haber en el comportamiento mecánico de huesos procedentes de dos individuos distintos aun de la misma especie y edad semejante.

Con el propósito de tener más datos de estos materiales, y aceptando que el comportamiento en la zona inicial es elástico, se ha calculado la carga donde la relación carga y desplazamiento deja de ser lineal ( $P_y$ ) y se ha aplicado la teoría de placas para calcular el valor de la tensión correspondiente mediante la propuesta de *Timoshenko* (Timoshenko and Goodier, 1970; Timoshenko and Woinowsky-Krieger, 1959)(Expresión 3.1).

$$\sigma_y = \left[ (1 + \nu) \left( 0.485 \cdot \ln \left( \frac{R_a}{t} \right) + 0.52 \right) + 0.48 \right] \frac{P_y}{t^2} \quad (3.1)$$

Donde  $\nu$  es el coeficiente de Poisson del material,  $R_a$  el radio del agujero de la matriz y  $t$  el espesor de la probeta. En este caso se utilizó un coeficiente de Poisson de 0.3, al ser el valor más citado en la bibliografía (Lai et al., 2015; Rupin et al., 2008). El valor de  $P_y$  se ha obtenido aplicando el método P5%, como el valor de intersección de la curva con una recta cuya pendiente es un 5% inferior a la zona elástica inicial. Los resultados obtenidos se recogen en la Tabla 3.6.

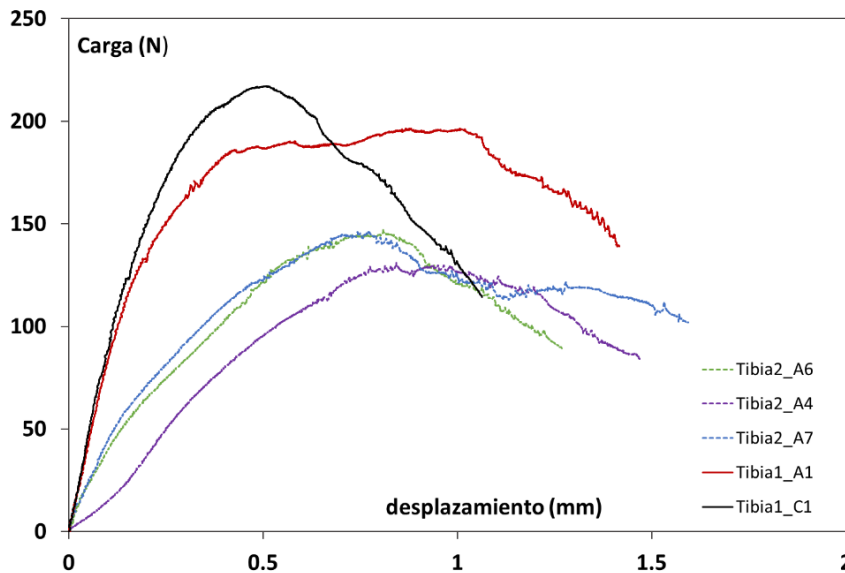


Fig. 3.33. Curvas SPT de hueso cortical tibial procedente de dos tibias diferentes

Tabla 3.6. Resultados ensayos SPT sobre muestras tibiales

	$P_y$ (N)	$\sigma_y$ (MPa)	$\bar{P}_v$ (N)	$\bar{\sigma}_y$ (MPa)
Tibia 1_A1	80	103	78.5±2	97.5±7
Tibia 1_C1	77	92		
Tibia 2_A4	55	76	50±5	67±7
Tibia 2_A6	45	60		
Tibia 2_A7	50	64		

Por su parte, las Fig. 3.34 y Fig. 3.35 recogen, respectivamente las curvas experimentales carga-desplazamiento de la tibia 1 y la tibia 2, junto con las obtenidas tras la simulación numérica del ensayo SPT.

Las simulaciones numéricas se han realizado suponiendo un modelo de comportamiento elástico-perfectamente plástico del hueso cortical, pero utilizando distintos valores tanto de módulo elástico como de límite de cedencia. Los valores de estos dos parámetros utilizados en los modelos y representados en las Fig. 3.34 y Fig. 3.35, se resumen en la Tabla 3.7.

Como puede observarse, en el caso de la Tibia1 (Fig. 3.34), el valor del módulo elástico que mejor ajusta las curvas a las experimentales en la zona lineal inicial es el de 5 GPa (T1\_C1 E5Sy80 y T1\_A1 E5Sy70). Para el caso de la tibia 2 (Fig. 3.35), el valor del módulo elástico que mejor ajusta el

comportamiento experimental es algo más bajo ( $E=4\text{GPa}$ , T2\_A7 E4Sy35). Así pues, el rango de valores de módulo elástico obtenido, aunque más bajo, es semejante a los obtenidos en los ensayos de microindentación, teniendo en cuenta, además, que la dirección de medida en ambos ensayos no es la misma.

En cuanto al valor del límite elástico estimado numéricamente, parece que éste podría encontrarse entre los 70-80 MPa para el caso de la Tibia 1 y sobre los 40-50MPa para la Tibia 2, valores muy próximos a los predichos aplicando la ecuación de Timoshenko (Timoshenko and Goodier, 1970). Estos resultados apuntan al ensayo SPT como un prometedor método en la caracterización mecánica de este tipo de hueso, siempre asumiendo la simplificación que de partida se establece al considerar el hueso como isótropo.

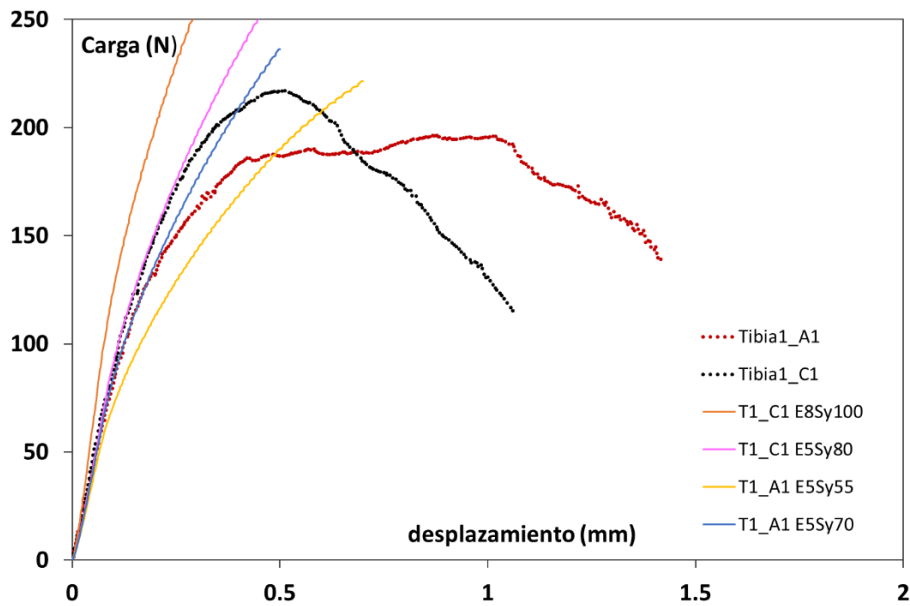


Fig. 3.34. Comparativa curva experimental Tibia1 con análisis numérico

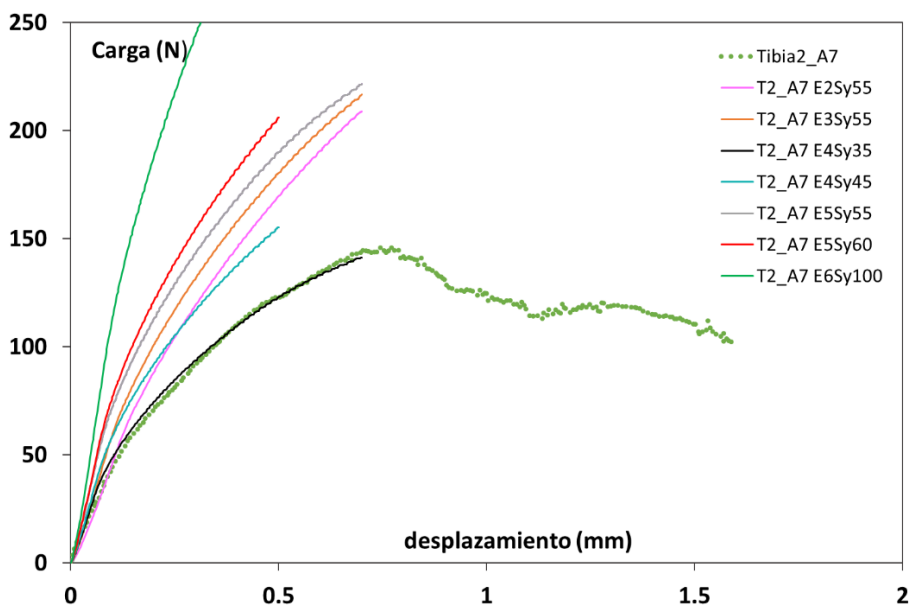


Fig. 3.35. Comparativa curva experimental Tibia2 con análisis numérico

Tabla 3.7. Valores de los parámetros elasto-plásticos utilizados en las curvas numéricas representadas en las Fig. 3.34 y Fig. 3.35

Designación	Tibia 1		Designación	Tibia 2	
	$E$ (GPa)	$\sigma_y$ (MPa)		$E$ (GPa)	$\sigma_y$ (MPa)
T1_A1 E5 Sy55	5	55	T2_A7 E2 Sy55	2	55
T1_A1 E5 Sy70	5	70	T2_A7 E3 Sy55	3	55
T1_C1 E5 Sy80	5	80	T2_A7 E4 Sy35	4	35
T1_C1 E8 Sy100	8	100	T2_A7 E4 Sy45	4	45
			T2_A7 E5 Sy55	5	55
			T2_A7 E5 Sy60	5	60
			T2_A7 E6 Sy100	6	100

Los resultados obtenidos son muy semejantes a los publicados por otros investigadores para este tipo de hueso (Feng et al., 2012; YuSheng Chang, 2015). Como se puede imaginar, las propiedades del hueso cortical no solo dependen de la especie analizada, sino también de la edad del individuo, sexo y zona anatómica de estudio. Así, por ejemplo, se puede ver cómo el módulo elástico del hueso cortical comúnmente utilizado para humanos es de entre 14 y 17 GPa y que este módulo irá variando con la edad del individuo (Mirzaali et al., 2015; Zioupos and Currey, 1998).

### 3.4.4 Tornillos interferenciales

La Fig. 3.36 recoge la curva carga-desplazamiento obtenida tras la realización del ensayo de compresión de uno de los tornillos interferenciales. Como puede observarse, el tornillo exhibe un claro comportamiento lineal, hasta un cierto momento en el que se aparta de dicha linealidad. No obstante, el cambio de comportamiento (que se debe a la geometría del tornillo que es hueco y de sección transversal variable) no ocurre hasta valores de carga muy elevados, valores que no llegan a alcanzarse durante el trabajo normal del tornillo en la reconstrucción, por lo que, a efectos de la modelización, su comportamiento puede considerarse elástico-lineal.

Tomando esto en consideración, la zona lineal de la curva experimental se compara con la obtenida numéricamente mediante el modelo descrito en el subapartado 3.3.4. En la Fig. 3.37 se han representado alguna de las curvas numéricas junto con la experimental, habiendo tomado un coeficiente de Poisson  $\nu=0.3$  (Jianping et al., 2006) y distintos valores del módulo de Young. Se observa que los valores de módulo elástico que mejor ajustan las pendientes de ambas curvas se encuentran sobre los 3600MPa, valor que se encuentra en el rango de los obtenidos por otros investigadores (Jordá, 2013) para los porcentajes de PLA (75%) y HA (25%) empleados en la fabricación de estos tornillos, tal y como refleja la documentación proporcionada por el fabricante.



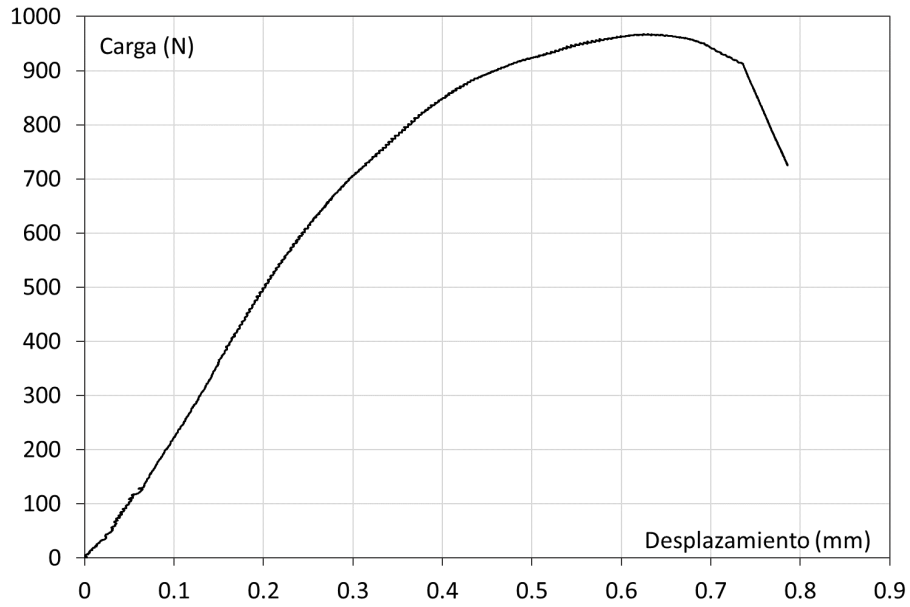


Fig. 3.36. Curva carga-desplazamiento ensayo a compresión del tornillo interferencial

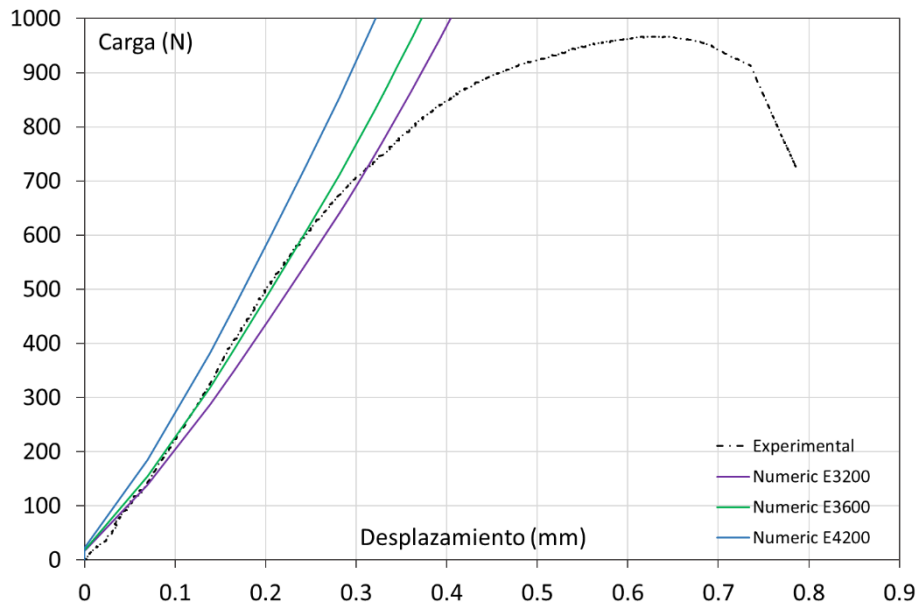


Fig. 3.37. Comparación curvas numéricas y experimentales del ensayo de compresión del tornillo interferencial. Obtención del módulo de Young

### 3.5 Resumen

El *tendón* ha sido sometido a ensayos de tracción uniaxial. Este tipo de ensayos son los realizados comúnmente para tejidos biológicos blandos, debido en gran parte, a que se debe someter al tejido a una carga en dirección de las fibras que lo componen. Las curvas obtenidas nos permitirán calcular los parámetros de un modelo hiperelástico transversalmente isótropo que reflejará el comportamiento mecánico de este material.

El *hueso trabecular* se ha caracterizado mecánicamente utilizando distintos tipos de ensayo, tratando de captar su complejo comportamiento. Los ensayos de compresión uniaxial han permitido obtener las constantes mecánicas de la tibia porcina, tanto en dirección longitudinal ( $E=300\text{MPa}$ ,  $\nu=0.25$  y  $\sigma_y=5.2\text{MPa}$ ) como transversal ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$  y  $\sigma_y=2.7\text{MPa}$ ) constatando que se trata de un material anisótropo, si bien podría considerarse como transversalmente isótropo. Este comportamiento también ha sido observado en la epífisis proximal del fémur en la articulación de la rodilla, obteniendo un módulo elástico de  $E=65\text{MPa}$  y un límite de cedencia  $\sigma_y=2.2\text{MPa}$  en dirección transversal y de  $E=181\text{MPa}$  y  $\sigma_y=6.3\text{MPa}$  en dirección longitudinal.

Por su parte, y dado que el hueso trabecular está naturalmente confinado por el hueso cortical, se ha caracterizado su comportamiento ante un esfuerzo de compresión confinada. Este método ha permitido constatar que el comportamiento plástico de este material no se ajusta a las teorías clásicas, haciéndose necesaria la utilización de modelos constitutivos que capten dicho comportamiento. Este tipo de modelos, cuya definición suele ser bastante compleja, requiere su verificación comparando sus predicciones con los resultados experimentales obtenidos cuando el hueso se somete a nuevas condiciones de sollicitación. Para ello se han realizado ensayos de compresión localizada, cuyos resultados experimentales serán cotejados con los obtenidos numéricamente empleando el modelo constitutivo adecuado.

El *hueso cortical* se ha caracterizado experimentalmente mediante ensayos SPT y de microindentación. Ambos ensayos coinciden en que este material, de origen porcino, tiene un módulo elástico de entre 5 y 10 GPa y un límite elástico situado entre los 35 y los 100MPa.

Finalmente, el *tornillo interferencial* se ha caracterizado mediante ensayos de compresión y se han obtenido sus parámetros mecánicos mediante el método inverso de caracterización. Se ha construido un modelo numérico que simula el ensayo de compresión y se ha obtenido el módulo elástico del material mediante comparación de las pendientes iniciales de las curvas tensión-deformación obtenidas experimental y numéricamente. El módulo elástico de este material se ha fijado en  $E=3600\text{MPa}$ , admitiendo un comportamiento elástico lineal para el modelo numérico, debido en gran parte a que este componente nunca va a estar sometido a tan altas cargas en su inserción tibial y por tanto se mantendrá en la zona elástica del material.

## REFERENCIAS

- 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, 663–670. <https://doi.org/10.1210/endo.139.2.5751>
- Burgers, T.A., Mason, J., Niebur, G., Ploeg, H.L., 2008. Compressive properties of trabecular bone in the distal femur. *J. Biomech.* 41, 1077–1085. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.11.018>
- Calvo, B., Peña, E., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 69, 2036–2057. <https://doi.org/10.1002/nme.1825>
- Chizari, M., Wang, B., Snow, M., Barrett, M., 2007. Experimental and numerical analysis of screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *AIP Conf. Proc.* 1045, 61–70. <https://doi.org/10.1063/1.2991351>
- Coutts, L. V., Jenkins, T., Li, T., Dunlop, D.G., Oreffo, R.O.C., Cooper, C., Harvey, N.C., Thurner, P.J., Arden, N.K., Latham, J.M., Taylor, P., Baxter, M., Moss, N., Ball, C., Chan, K., 2015. Variability in reference point microindentation and recommendations for testing cortical bone: Location, thickness and orientation heterogeneity. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 46, 292–304. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.02.004>
- Diego, S., Ruiz, E., Casado, J.A., Ferreño, D., Redondo, M., Pérez, M.I., Riancho, J.A., Carrascal, I., Demian, C., Gutiérrez-Solana, F., Vilupillai, C., 2013. Study of the mechanical properties of bones under fracture healing conditions with specific medical treatments, using 4 point bending tests and ultra-micro indentation techniques. *13th Int. Conf. Fract. 2013, ICF 2013* 1, 285–294.
- Dorogoy, A., Rittel, D., Shemtov-Yona, K., Korabi, R., 2017. Modeling dental implant insertion. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 68, 42–50. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.021>
- Feng, L., Chittenden, M., Schirer, J., Dickinson, M., Jasiuk, I., 2012. Mechanical properties of porcine femoral cortical bone measured by nanoindentation. *J. Biomech.* 45, 1775–1782. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.001>
- Gan, M., Samvedi, V., Cerrone, A., Dubey, D.K., Tomar, V., 2010. Effect of compressive straining on nanoindentation elastic modulus of trabecular bone. *Exp. Mech.* 50, 773–781. <https://doi.org/10.1007/s11340-009-9274-1>
- Goldstein, S.A., 1987. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *J. Biomech.* 20, 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
- Goldstein, S.A., Wilson, D.L., Sonstegard, D.A., Matthews, L.S., 1983. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J. Biomech.* 16, 965–969. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90097-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90097-0)
- Gupta, S., Dan, P., 2004. Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data. *Trends Biomater Artif Organs* 17, 61–70.
- Jianping, F., Chak-Yin, T., C.P., T., 2006. Computation of flexural properties of HA/PLLA composite using a cell model approach. *Acta Mech. Solida Sin.* 19, 18–25. <https://doi.org/10.1007/s10338-006-0603-y>
- Johnson, G.A., Livesay, G.A., Woo, S.L.-Y., Rajagopal, K.R., 1996. A Single Integral Finite Strain Viscoelastic Model of Ligaments and Tendons. *J. Biomech. Eng.* 118, 221–226.

<https://doi.org/10.1115/1.2795963>

- Jordá, J., 2013. Estudio técnico económico de fabricación de un tornillo de interferencia basado en ácido poliláctico (PLA) para reparación de hombro.
- Keaveny, T.M., Hayes, W.C., 1993. A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *J. Biomech. Eng.* 115, 534–542. <https://doi.org/10.1115/1.2895536>
- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Niebur, G.L., Yeh, O.C., 2001. Biomechanics of. *Annu Rev Biomed Eng* 3, 307–333.
- Keaveny, T.M., MORGAN, E.F., YEH, O.C., 2004. BONE MECHANICS. STAND. HANDB. BIOMED. ENG. DES.
- Keaveny, T.M., Wachtel, E.F., Ford, C.M., Hayes, W.C., 1994. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J. Biomech.* 27, 1137–1146. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90054-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90054-X)
- Kelly, N., 2012. An Experimental and Computational Investigation of the Inelastic Behaviour of Trabecular Bone.
- Kelly, N., McGarry, J.P., 2012. Experimental and numerical characterisation of the elasto-plastic properties of bovine trabecular bone and a trabecular bone analogue. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 9, 184–197. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.11.013>
- Lai, Y.S., Chen, W.C., Huang, C.H., Cheng, C.K., Chan, K.K., Chang, T.K., 2015. The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction. *PLoS One* 10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0127293>
- Linde, F., Hvid, I., 1989. The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J. Biomech.* 22, 485–490. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90209-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90209-1)
- Mirzaali, M.J., Schwiedrzik, J.J., Thaiwichai, S., Best, J.P., Michler, J., Zysset, P.K., Wolfram, U., 2015. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.11.018>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>
- Puso, M.A., Weiss, J.A., 1998. Finite Element Implementation of Anisotropic Quasi-Linear Viscoelasticity Using a Discrete Spectrum Approximation. *J. Biomech. Eng.* 120, 62–70. <https://doi.org/10.1115/1.2834308>
- Quintana, C., Rodríguez, C., Belzunce, F.J., Caballero, A.C., Baudín, C., 2019. Ceramic materials characterization using miniature mechanical tests : comparison between B3B and SPT tests. *J. Eur. Ceram. Soc.* 39, 4113–4121. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2019.06.019>
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 8, 393–405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Rodríguez, C., Arencón, D., Belzunce, J., Maspoch, M.L., 2014. Small punch test on the analysis of fracture behaviour of PLA-nanocomposite films. *Polym. Test.* 33, 21–29.
- Rodríguez, C., Cuesta, I.I., Maspoch, M.L.L., Belzunce, F.J., 2016a. Application of the miniature small punch test for the mechanical characterization of polymer materials. *Theor. Appl.*

- Fract. Mech. 86, 78–83. <https://doi.org/10.1016/j.tafmec.2016.10.001>
- Rodríguez, C., Fernández, M., Cabezas, J.G., García, T.E., Belzunce, F.J., 2016b. The use of the small punch test to solve practical engineering problems. *Theor. Appl. Fract. Mech.* 86, 109–116.
- Rodríguez, C., Fernández, M., Cabezas, J.G., García, T.E., Belzunce, F.J., 2016c. The use of the small punch test to solve practical engineering problems. *Theor. Appl. Fract. Mech.* <https://doi.org/10.1016/j.tafmec.2016.08.021>
- Røhl, L., Larsen, E., Linde, F., Odgaard, A., Jørgensen, J., 1991. Tensile and compressive properties of cancellous bone. *J. Biomech.* 24, 1143–1149. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90006-9](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90006-9)
- Rupin, F., Saied, A., Dalmas, D., Peyrin, F., Hauptert, S., Barthel, E., Boivin, G., Laugier, P., 2008. Experimental determination of Young modulus and Poisson ratio in cortical bone tissue using high resolution scanning acoustic microscopy and nanoindentation. *J. Acoust. Soc. Am.* 123, 3785. <https://doi.org/10.1121/1.2935440>
- Sarkar, D., Chu, M.C., Cho, S.J., 2008. Ceramic - Polymer nanocomposite: Alternate choice of bone. *J. Korean Ceram. Soc.* 45, 309–319. <https://doi.org/10.4191/KCERS.2008.45.6.309>
- Shimadzu, 2009. DUH-211/DUH-211S instruction manual: dynamic ultra-micro hardness tester.
- Timoshenko, S., Goodier, J., 1970. *Theory of Elasticity*, 3rd Edit. ed, McGraw-Hill Book Company. Tokio.
- Timoshenko, S.P., Woinowsky-Krieger, S., 1959. *Theory of plates and shells*, 2nd Edit. ed, *Theory of Plates and Shells*. McGraw- Hill International Editions, New York.
- Turner, C.H., Burr, D.B., 1993. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone* 14, 595–608. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(93\)90081-K](https://doi.org/10.1016/8756-3282(93)90081-K)
- Wang, M., 2001. Bioactive ceramic-polymer composites for tissue replacement. pp. 162–173.
- Weiss, J.A., Gardiner, J.C., 2001. Computational modeling of ligament mechanics. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 29, 303–371. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v29.i3.20>
- Weiss, J.A., Maker, B.N., Schauer, D.A., 1995. Treatment of initial stress in hyperelastic finite element models of soft tissues., in: Beaver Creek, C. (Ed.), *ASME Summer Bioengineering Conference*.
- Wirtz, D.C., Schiffers, N., Forst, R., Pandorf, T., Weichert, D., Radermacher, K., 2000. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *J. Biomech.* 33, 1325–1330. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00069-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00069-5)
- YuSheng Chang, 2015. *Nanoindentation testing of porcine bone*, *Medical Engineering and Physics*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.12.002>
- Zioupos, P., Currey, J.D., 1998. Changes in the Stiffness , Strength , and Toughness of Human Cortical Bone With Age 22, 57–66.



# Capítulo 4

## Modelos constitutivos

*En este capítulo se exponen los modelos constitutivos utilizados para representar a todos los materiales implicados en la reconstrucción de LCA de acuerdo con los resultados experimentales obtenidos. Estos modelos se introducirán en el modelo numérico de elementos finitos que simulará el resultado tras la reconstrucción de ligamento cruzado anterior.*





## 4.1 Introducción

Para que el modelo numérico objeto de la presente tesis doctoral aporte resultados lo más precisos posible, es necesario que los materiales de cada una de las partes que lo componen dispongan de un modelo de comportamiento lo más cercano a la realidad como sea posible. Es por este motivo que, durante la investigación, se ha creído necesario llevar a cabo un amplio procedimiento experimental para obtener las propiedades mecánicas de cada uno de los materiales. Una vez caracterizados mecánicamente, se debe elegir el modelo constitutivo que mejor los represente. En este capítulo se presentan los distintos modelos constitutivos utilizados para cada uno de los elementos que forman parte de la unión. Algunos de estos modelos se encuentran ya implementados en el programa de elementos finitos utilizado (Abaqus®v6.12) y tan solo será necesario obtener los parámetros que los definen. En otros casos, sin embargo, será necesario proceder a la creación de una subrutina de material (UMAT) que permita introducir tanto las ecuaciones características del mismo como los parámetros necesarios para su definición.

## 4.2 Modelo del tendón (plastia)

Los tendones son tejidos compuestos por una matriz, fibras de colágeno, elastina y proteoglicanos. Suelen considerarse como materiales anisótropos fibrados y heterogéneos con un comportamiento no lineal. Son tejidos con un elevado contenido en agua, entre un 60 o 70% de su peso, por tanto, será necesario utilizar la formulación desacoplada para poder solventar los problemas numéricos asociados a la quasi-incompresibilidad de los tejidos (Calvo et al., 2007). El rango de deformación de ligamentos y tendones, en estado fisiológico, se sitúa entre el 5 y el 20%, por lo tanto, se requiere emplear una formulación en grandes deformaciones. Los tejidos biológicos blandos, no se encuentran normalmente libres de tensiones, sino que están sometidos a niveles elevados de pretensión inicial en estados de carga fisiológicos que será necesario tener en cuenta en los modelos computacionales. Por último, estos tejidos se comportan habitualmente de forma inelástica, dando lugar, por ejemplo, a fenómenos de visco-elasticidad, o, en estados no funcionales, deformaciones plásticas y rotura de la matriz y las fibras del tejido.

El comportamiento mecánico de los tejidos biológicos blandos ha sido investigado por numerosos autores, (Fung, 1993; Lanir, 1979; Pioletti, 1997; Provenzano et al., 2002) y actualmente se ha demostrado científicamente que una formulación *Lagrangiana* hiperelástica anisótropa reproduce el comportamiento elástico de este tipo de tejidos, que corresponde al comportamiento habitual ante cargas fisiológicas (Holzapfel et al., 2000; Weiss and Gardiner, 2001).

En base a todo ello, el modelo de comportamiento elegido para la descripción del comportamiento exhibido por los tendones porcinos analizados (ver Fig.3.22), es el propuesto por Begoña Calvo y Estefanía Peña (Calvo et al., 2007; E Peña et al., 2007; Pena et al., 2006) para la descripción de este tipo de material biológico y que esos mismos investigadores han implementado en el programa de elementos finitos Abaqus® mediante una subrutina UANISOHYPER\_INV. En los siguientes apartados se hará una descripción del proceso de creación del modelo para que el lector pueda comprender la base teórica del mismo. En el caso de la presente tesis, con los datos experimentales que se tenían de los tendones de origen porcino, se aplicó el modelo matemático para obtener las constantes que definían el comportamiento del tendón y se adecuó la subrutina de material creada por (Calvo et al., 2007; E Peña et al., 2007).

A continuación, se describen las ecuaciones que definen el modelo de comportamiento hipere-lástico anisótropo habitualmente empleado en simulación de tejidos biológicos blandos, dentro del dominio elástico para ser incorporado en un código de elementos finitos. Para ello se ha considerado la descomposición octaédrico-desviadora del gradiente de deformación, propuesta inicialmente por (Flory, 1961) y generalizada por (Simo and Taylor, 1991), para evitar problemas numéricos debidos a la incompresibilidad inherente a dichos tejidos, es decir  $J \approx 1$ . La anisotropía se define en función de invariantes que dependen del tensor de deformación y de las direcciones de comportamiento preferencial del material, tal como propuso (Spencer, 1971). Este modelo de comportamiento ya ha sido utilizado en biomecánica, en trabajos como los de (Peña et al., 2006; Weiss et al., 1996) para la simulación del comportamiento de ligamentos, (Pérez del Palomar and Doblaré, 2006) para el cartílago, por (Holzapfel, 2000) para la simulación del comportamiento de las paredes arteriales y por (Alastrué et al., 2005) en la córnea.

#### 4.2.1 Comportamiento hiperelástico en tejidos blandos

En la formulación de Mecánica de Medios Continuos se entiende por sólido tridimensional,  $\Omega$ , a un subconjunto de  $\mathbb{R}^3$  cuyos puntos se identifican mediante sus coordenadas en un sistema de referencia. Matemáticamente, podemos interpretar lo anterior a través de una función biunívoca de tres componentes  $\varphi_0$  aplicada sobre el sólido  $\Omega$  tal que, cada punto  $P \in \Omega$ , es representado en el sistema de referencia elegido como:

$$\varphi_0 : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3 \quad \varphi_0 \equiv X; \quad \varphi_0^I = X^I \quad (4.1)$$

A  $\varphi_0$  se le denomina *configuración inicial del sólido*  $\Omega_0$ , *configuración de referencia* o *configuración indeformada*. A lo largo del movimiento del sólido la posición de cada uno de los puntos del mismo va variando. La configuración correspondiente define las coordenadas de los puntos del sólido en ese instante  $\Omega_t$  respecto a un sistema de referencia (que en general también puede variar con el tiempo) a través de la expresión:

$$\varphi_t : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3 \quad \varphi_t \equiv x; \quad \varphi_t^I = x^i \quad \text{con } t \in \mathbb{R} \quad (4.2)$$

A  $\varphi_t$  se la denomina configuración actual del sólido  $\Omega_t$  o configuración deformada.

Dado un movimiento  $\varphi_t : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3 \mathcal{C}^1$ , se define el gradiente de deformación  $\mathbf{F}$ , como el campo tensorial sobre la configuración indeformada  $\varphi_0(\Omega)$ ,  $F = dx/dX$ , siendo  $J \equiv \det F > 0$  el jacobiano de la transformación.

En el caso de los tejidos blandos, la deformación se suele describir mediante los tensores de Cauchy-Green por la derecha (expresión 4.3) y por la izquierda (expresión 4.4), definidos como:

$$C = F^T F \quad (4.3)$$

$$b = FF^T \quad (4.4)$$

Los componentes principales de los tensores de Cauchy-Green, tanto derecho como izquierdo, son  $\lambda_i^2$  con  $i=1,2,3$ , siendo  $\lambda_i$  las conocidas como elongaciones o “stretches” principales.

De este modo, la deformación que sufre una determinada familia de fibras, representada por el vector unitario que reproduce la dirección de las mismas,  $m_0(X)$ , vendría definida mediante la aplicación (Fig. 4.1):

$$\lambda m(x, t) = F(X, t)m_0(X) \quad \lambda^2 = m_0 \cdot F^T F \cdot m_0 = m_0 \cdot C \cdot m_0 \quad (4.5)$$

Y, análogamente, puede definirse la cinemática del resto de las familias de fibras definidas por sus vectores direccionales particulares  $n_0$ .

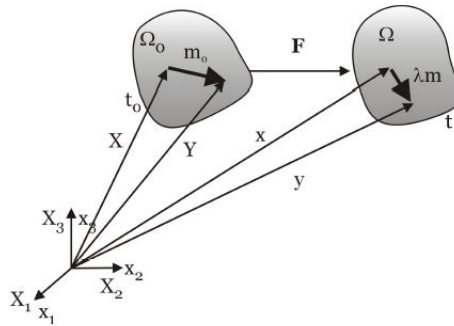


Fig. 4.1. Definición de la anisotropía en función del vector  $m_0$  (Calvo, 2014)

No obstante, y con objeto de manejar de una forma más sencilla la condición de quasi-incompresibilidad de estos materiales, se realiza la conocida descomposición multiplicativa de los tensores en sus correspondientes partes volumétrica ( $J^{1/3} I$ ) y desviadora ( $\bar{F}, \bar{C}, \bar{B}$ ).

$$F = J^{1/3} \bar{F}, \quad \bar{F} = J^{-1/3} F \quad (4.6)$$

$$C = F^T F, \quad \bar{C} = J^{-2/3} C = \bar{F}^T \bar{F} \quad (4.7)$$

$$b = FF^T, \quad \bar{b} = J^{-2/3} b = \bar{F} \bar{F}^T \quad (4.8)$$

A los tensores  $\bar{C}$  y  $\bar{b}$  se los denomina tensores modificados de deformación de Cauchy-Green por la derecha e izquierda, respectivamente, definiéndose los invariantes del tensor  $\bar{C}$  ( $\bar{I}_1, \bar{I}_2$  e  $\bar{I}_3$ ) como:

$$\bar{I}_1 = tr(\bar{C}), \quad \bar{I}_2 = \frac{1}{2}(tr(\bar{C})^2 - tr\bar{C}^2), \quad \bar{I}_3 = det(\bar{C}) = 1 \quad (4.9)$$

En este contexto, una forma habitual de expresar la respuesta mecánica de los tejidos blandos es a través del uso de la función de densidad energía de deformación desacoplada  $\psi$  (Simo and Taylor, 1985), que depende explícitamente tanto del tensor directo de Cauchy-Green como de la dirección (o direcciones en caso de haber más de una) de las fibras,  $m_0$  y  $n_0$ .

De igual forma que el gradiente de deformación, la energía de deformación desacoplada se expresa como:

$$\Psi = \Psi(C, m_0 \otimes m_0, n_0 \otimes n_0) = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}(\bar{C}, m_0 \otimes m_0, n_0 \otimes n_0) \quad (4.10)$$

En dicha función, la parte desviadora se suele expresar a través de los invariantes  $\bar{I}_1$  e  $\bar{I}_2$  del tensor modificado de Cauchy-Green, así como de los pseudoinvariantes,  $\bar{I}_4, \bar{I}_5, \bar{I}_6, \bar{I}_7, \bar{I}_8, \bar{I}_9$ , que describen el proceso de deformación de cada familia de fibras y, por tanto, la anisotropía del material:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_3, \bar{I}_4, \bar{I}_5, \bar{I}_6, \bar{I}_7, \bar{I}_8, \bar{I}_9) \quad (4.11)$$

Donde,

$$\begin{aligned} \bar{I}_4 &= m_0 \cdot \bar{C} \cdot m_0, & \bar{I}_5 &= m_0 \cdot \bar{C}^2 \cdot m_0, & \bar{I}_6 &= n_0 \cdot \bar{C} \cdot n_0 \\ \bar{I}_7 &= n_0 \cdot \bar{C}^2 \cdot n_0, & \bar{I}_8 &= m_0 \cdot \bar{C} \cdot n_0, & \bar{I}_9 &= (n_0 \cdot m_0)^2 \end{aligned} \quad (4.12)$$

$\bar{I}_4$  e  $\bar{I}_6$  tienen significado físico, describiendo la deformación sufrida por cada una de las dos familias de fibras, mientras que  $\bar{I}_5$  e  $\bar{I}_7$  están asociados a la deformación transversal de dichas fibras,  $\bar{I}_8$  representa la interacción entre las dos familias de fibras e  $\bar{I}_9$  es, realmente, una constante.

Aunque esta es la formulación general utilizada en la descripción de tejidos blandos, en el caso de los tendones, suele considerarse que la función  $\Psi$  apenas depende de los invariantes  $\bar{I}_5, \bar{I}_7, \bar{I}_8, \bar{I}_9$ , (Holzapfel et al., 2002), por lo que, a continuación se seguirá describiendo la formulación teniendo en cuenta, únicamente, los invariantes  $\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4$  e  $\bar{I}_6$  consiguiendo así disminuir el número de parámetros que caracterizan al material y simplificando el modelo, al trabajar solo con aquellos parámetros con sentido físico.

El estado de tensiones, expresado a partir del segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchoff,  $S$ , se puede determinar a partir de la función densidad de energía de deformación teniendo en cuenta la desigualdad de Clausius-Planck:

$$S = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial C} = S_{vol} + \bar{S} = JpC^{-1} + J^{-\frac{2}{3}}DEV[\bar{S}] \quad (4.13)$$

Donde la tensión segunda de Piola-Kirchoff se descompone en suma de una componente puramente volumétrica,  $S_{vol}$ , y una puramente desviadora,  $\bar{S}$ , y que corresponden a la expresión

(4.13) donde  $p$  es la presión hidrostática, DEV es el operador desviador y  $\tilde{S}$  el tensor de tensiones de Piola-Kirchhoff modificado (expresión 4.14).

$$p = \frac{d\Psi_{vol}(J)}{dJ} \quad \tilde{S} = 2 \frac{\partial\Psi(\bar{C}, m_0, n_0)}{\partial\bar{C}} \quad (4.14)$$

De este modo, el segundo tensor de Piola-Kirchhoff en función de los invariantes  $\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4$  y  $\bar{I}_6$  sería:

$$S = pC^{-1} + 2 \left[ \left( \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} \right) \mathbf{1} - \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} C + \bar{I}_4 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_4} m_0 \otimes m_0 + \bar{I}_6 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_6} n_0 \otimes n_0 - \frac{1}{3} \left( \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_1} \bar{I}_1 + 2 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} \bar{I}_2 + \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_4} \bar{I}_4 + \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_6} \bar{I}_6 \right) C^{-1} \right] \quad (4.15)$$

Y dada la relación entre el segundo tensor de Piola-Kirchhoff y el tensor de Cauchy,  $\sigma$ , en notación matricial:

$$\sigma_{ij} = J^{-1} F_{iI} F_{jJ} S_{IJ} \quad (4.16)$$

Se obtendrá el tensor de Cauchy:

$$\sigma = p\mathbf{1} + \frac{2}{J} dev \left[ \bar{F} \frac{\partial\bar{\Psi}(\bar{C}, m_0, n_0)}{\partial\bar{C}} \bar{F}^T \right] \quad (4.17)$$

Con  $\mathbf{1}$  el tensor identidad de segundo orden. A partir de la expresión 4.17, y operando, obtendríamos la expresión del tensor de Cauchy:

$$\sigma = p\mathbf{1} + \frac{2}{J} \left[ \left( \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} \right) \bar{b} - \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} \bar{b}^2 + \bar{I}_4 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_4} m \otimes m + \bar{I}_6 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_6} n \otimes n - \frac{1}{3} \left( \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_1} \bar{I}_1 + 2 \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_2} \bar{I}_2 + \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_4} \bar{I}_4 + \frac{\partial\bar{\Psi}}{\partial\bar{I}_6} \bar{I}_6 \right) \mathbf{1} \right] \quad (4.18)$$

#### 4.2.2 Definición del modelo del tendón

En el marco anteriormente descrito, son muchos los modelos propuestos para reproducir el comportamiento de los tejidos biológicos (Holzapfel et al., 2005; Humphrey, 2002; E. Peña et al., 2007b). Los modelos de comportamiento pueden ser fenomenológicos, si reproducen las curvas experimentales, o estructurales, si tienen en cuenta la microestructura del tejido, y dependerán del tipo de tejido en estudio, existiendo, por tanto, prácticamente tantos modelos como tipos de tejidos.

La mayoría de los modelos propuestos para tejidos blandos son modelos fenomenológicos, por lo que describen el tejido tan solo a nivel macroscópico teniendo en cuenta su respuesta fisiológica a partir de los ensayos experimentales. Además, la mayoría de estos modelos describen la

función densidad de energía de deformación a través de funciones exponenciales, polinomiales o logarítmicas (Humphrey, 1995).

Particularizando al caso de modelos específicos para ligamentos y tendones, la función densidad de energía de deformación más utilizada fue propuesta por Weiss (Weiss et al., 1996), quien aplicó el concepto de invariantes y utilizó una función densidad de energía de deformación desacoplada que había sido propuesta anteriormente (Spencer, 1971) para el caso de materiales compuestos. La propuesta de Weiss, para el caso de materiales quasi-incompresibles (la contribución volumétrica es nula) toma la forma:

$$\Psi = C_1(\bar{I}_1 - 3) + F_2(\lambda) \quad (4.19)$$

El primer término representa la contribución de la matriz y se formula dependiente, únicamente, del primer invariante ( $\bar{I}_1$ ) del tensor de Cauchy-Green por la derecha modificado ( $\bar{C}$ ). El segundo término,  $F_2(\lambda)$ , tiene en cuenta la contribución de una única familia de fibras de colágeno y se define en función del invariante  $\bar{I}_4$  expresado en su trabajo como  $\lambda$ . Weiss define la función  $F_2$  a través de sus derivadas respecto a la elongación,  $\lambda$ , de las fibras como:

$$\begin{aligned} \lambda \frac{\partial F_2}{\partial \lambda} &= 0 \quad \lambda < 1 \\ \lambda \frac{\partial F_2}{\partial \lambda} &= C_3(e^{C_4(\lambda-1)} - 1) \quad \lambda < \lambda^* \\ \lambda \frac{\partial F_2}{\partial \lambda} &= C_5\lambda + C_6 \quad \lambda > \lambda^* \end{aligned} \quad (4.20)$$

Estas expresiones describen, por tramos, el comportamiento típico de los tendones (Fig. 4.2), que, tras el desrizado y enderezado de las fibras, en el que la relación tensión-deformación es exponencial, se pasa a un comportamiento lineal, con una elevada pendiente.  $\lambda^*$  es el valor de la elongación para el cual se produce ese cambio de comportamiento. De este modo,  $C_3$  escala la parte exponencial,  $C_4$  está relacionado con el desrizado de las fibras y  $C_5$  es el módulo de elasticidad de las fibras de colágeno, cuando una vez enderezadas, cargan con todo el esfuerzo.

El modelo de Weiss reproduce el comportamiento de ligamentos y tendones, basándose en los datos experimentales, sin embargo, la función  $F_2$  carecía de solución analítica, por lo que no podía ser utilizada en modelos de daño y viscoelasticidad. Surge, así, el modelo elegido en nuestro caso, que utiliza una función densidad de energía de deformación por tramos como la de Weiss (Weiss et al., 1996) pero que ha sido modificada de modo que tenga una expresión analítica (Calvo et al., 2007):

$$\bar{\Psi} = C_1(\bar{I}_1 - 3) + \bar{\Psi}_f \quad (4.21)$$

Donde  $\bar{\Psi}_f$  es:

$$\begin{aligned} \bar{\Psi}_f &= 0, & \bar{I}_4 < \bar{I}_{40} \\ \bar{\Psi}_f &= \frac{C_3}{C_4} \left( \exp^{C_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40})} - C_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40}) - 1 \right), & \bar{I}_{40} < \bar{I}_4 < \bar{I}_{4ref} \\ \bar{\Psi}_f &= C_5 \sqrt{\bar{I}_4} + \frac{1}{2} C_6 \ln(\bar{I}_4) + C_7, & \bar{I}_4 > \bar{I}_{4ref} \end{aligned} \quad (4.22)$$

$C_1 > 0$ ,  $C_3 > 0$ ,  $C_5 > 0$  y  $C_6 > 0$  son parámetros con dimensiones de tensión,  $C_4 > 0$  es adimensional y  $C_7$  es un parámetro con sentido de energía. La parte anisótropa de la función, contrariamente a la propuesta por Weiss, sólo contribuye al comportamiento global del tejido cuando las fibras comienzan a alinearse con la dirección de la carga, es decir  $\bar{I}_4 > \bar{I}_{40}$ . Es necesario resaltar que  $C_5 > 0$ ,  $C_6 > 0$  y  $C_7 > 0$  no son parámetros independientes, sino que vienen determinados por las condiciones de continuidad de la energía, de la tensión y de la primera derivada de la tensión (en términos globales del tensor elástico tangente).

A partir de esta expresión analítica y aplicando la expresión (4.18) para un material transversalmente isótropo, se procede a obtener las constantes del modelo, minimizando el error entre la tensión experimental y la analítica, se obtienen las constantes del modelo del tendón cuyos valores medios se recogen en la (Tabla 4.1). En el presente caso, se ajustaron los datos experimentales utilizando el tramo exponencial.

Tabla 4.1. Constantes del modelo de material obtenidas para los tendones porcinos

C1 (MPa)	C3 (MPa)	C4 (-)	C5 (MPa)	C6 (MPa)	C7	$I_{40}$	$I_{4ref}$	R <sup>2</sup>	e
7.98	0.374	19.24	-	-	-	1.0	1.44	0.006	0.02

La Fig. 4.2. muestra el buen ajuste del modelo analítico a los resultados experimentales a uno de los tendones ensayados en el laboratorio.

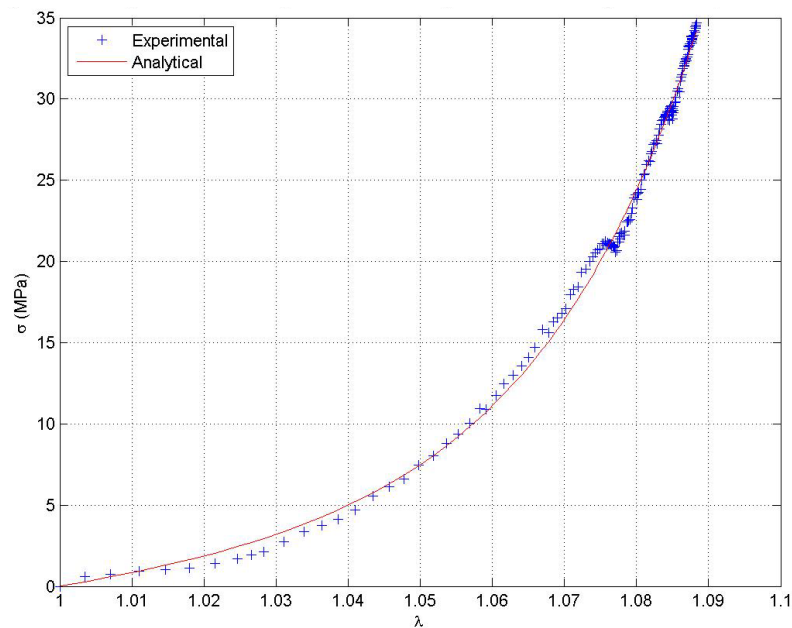


Fig. 4.2. Ajustes de datos tendones 1 y 2. Curva tensión-alargamiento

### 4.3 Hueso trabecular

A continuación, se van a explicar los diferentes modelos constitutivos que se han utilizado en la descripción mecánica del hueso trabecular.

Como se ha descrito anteriormente, las curvas tensión-deformación obtenidas tras someter a ensayos de compresión el hueso trabecular porcino en una determinada dirección (Fig.3.23 y Fig.3.24), parecen seguir un patrón de comportamiento que podría describirse como elástico-perfectamente plástico: tras una primera zona elástica lineal, donde se empezarán a deformar elásticamente las paredes trabeculares, aparece una segunda zona en la que la tensión se mantiene aproximadamente constante mientras que la deformación crece. Posteriormente, si dejamos avanzar el ensayo suficientemente, se observa que la tensión sufre un incremento exponencial para pequeños incrementos de la deformación (endurecimiento exponencial). Este comportamiento es semejante al exhibido por ciertos materiales porosos, como las espumas, como ya apuntaron algunos autores (Reilly and Burstein, 1975).

En un primer enfoque, la descripción tradicional de este comportamiento, al menos hasta el momento en el que se produce el endurecimiento exponencial, sería mediante la teoría clásica de von Mises para un comportamiento isótropo, o la de Hill cuando se considere que el material tiene un comportamiento anisótropo, como es el caso del hueso trabecular, que como vimos en el capítulo anterior mostraba distinto comportamiento cuando era solicitado en dirección longitudinal del hueso o en dirección transversal. Ambas teorías se basan en considerar que la deformación plástica sólo depende de la parte desviadora del tensor de tensiones de Cauchy,  $q$ , siendo completamente independiente de la parte volumétrica de dicho tensor,  $p$ , que se encarga únicamente del cambio de volumen. Los valores de  $p$  y  $q$  en función de las tensiones principales ( $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ ) se describen mediante las expresiones (4.23) y (4.24).

$$p = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3} \quad (4.23)$$

$$q = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (4.24)$$

En base a ese comportamiento elasto-(quasi) perfectamente plástico que el hueso trabecular exhibe al ser solicitado a compresión, se modeliza, en un primer momento, su comportamiento, utilizando las dos teorías de plasticidad clásica (von Mises y Hill), que además se encuentran implementadas en el programa de elementos finitos utilizado.

No obstante, y como ya apuntan otros investigadores (Carranza et al., 2019; Kelly, 2012), los resultados obtenidos mediante los ensayos de compresión confinada (Fig.3.28) parecen indicar que la deformación plástica no sólo dependerá de la componente desviadora del tensor de tensiones,  $q$ , sino que también va a depender de la componente volumétrica,  $p$ , por lo que habría que acudir a modelos de plasticidad que tengan en cuenta esa contribución conjunta. Modelos tan conocidos como el de Mohr-Coulomb o Drucker-Prager incluyen esa premisa, sin embargo, tal y como ya señalaron otros autores (Carranza et al., 2019; Kelly, 2012), estos modelos no son capaces de describir con precisión el complejo comportamiento del hueso trabecular, debido a que presuponen una relación lineal entre  $p$  y  $q$ .



El comportamiento del hueso trabecular, que como ya se ha indicado anteriormente, se asemeja bastante al mostrado por un material esponjoso, sí que parece poder ser descrito con bastante precisión a través de los modelos denominados “Crushable Foam”, que además cuentan con la ventaja de encontrarse en la librería de modelos de materiales del programa Abaqus®, y, por tanto, su utilización se reduce a definir de modo correcto los parámetros que mejor ajusten los resultados experimentales. Como veremos con más detalle más adelante, dentro de la familia de modelos Crushable Foam se puede elegir entre dos tipos de endurecimiento: isotrópico (CFI) y volumétrico (CFV). Ambos modelos describen un comportamiento isótropo, pero el modelo isotrópico (CFI) considera que la respuesta mecánica ante cargas de tracción y compresión es simétrica, es decir, se comporta del mismo modo bajo ambos tipos de esfuerzo, mientras que el modelo volumétrico (CFV) no considera esta simetría y, además, supone que el endurecimiento del material solo se produce bajo esfuerzos de compresión.

La Tabla 4.2 resume, a modo de esquema, los diferentes modelos anteriormente comentados. No obstante, y como se verá en el siguiente capítulo de este documento, en la caracterización numérica únicamente se han utilizado tres modelos: los dos clásicos (von Mises y Hill) y el Crushable Foam Volumétrico. Los modelos clásicos se han utilizado por ser ampliamente empleados por la mayor parte de los investigadores en la descripción del hueso trabecular, mientras que el Crushable Foam Volumétrico, se ha elegido en base a nuevas referencias bibliográficas que lo señalan como el que mejor describe el comportamiento experimental del hueso trabecular (Carranza et al., 2019; Kelly, 2012).

Tabla 4.2 Formulaciones constitutivas de plasticidad

Formulación Plasticidad	Dependencia Presión	Endurecimiento
<i>von Mises</i>	Independiente	Isótropo
<i>Hill</i>	Independiente	Anisótropo
<i>Mohr-Coulomb</i>	q función lineal de p	Cohesión isotrópica
<i>Drucker-Prager</i>	q función lineal de p	Isótropo
<i>Crushable Foam - isotropic</i>	Dependencia elíptica entre q y p	Isótropo
<i>Crushable Foam - volumetric</i>	Dependencia elíptica entre q y p	Volumétrico

#### 4.3.1 Modelos plásticos isótropo (von Mises) y ortótropo (Hill)

Inicialmente se comenzó modelizando el comportamiento plástico del hueso trabecular con la teoría clásica de von Mises. Esta teoría describe, de forma muy sencilla, el comportamiento de materiales elasto-perfectamente plásticos isótropos con solo definir los parámetros elásticos ( $E$ ,  $\nu$ ) y el límite de cedencia del material ( $\sigma_y$ ) que se suponen idénticos sea cual sea la dirección de medida.

Obviamente, la isotropía no es una propiedad que defina el comportamiento del hueso trabecular, no obstante, en el que caso que nos ocupa, el modelo isótropo de von Mises se definió a partir de los parámetros obtenidos en la dirección transversal del hueso trabecular, al ser esta la dirección más débil. A priori, modelizar el material como isótropo cuando verdaderamente no lo es, puede parecer descabellado, pero hay que tener en cuenta que en la realidad, cuando se realiza una operación de reconstrucción de LCA, la dirección del túnel tibial depende de cada paciente, y aunque se encuentra dentro de unos límites, dicha dirección no guarda un ángulo fijo respecto al eje longitudinal del hueso, por lo que puede resultar incluso contraproducente modelizar la ortotropía del material cuando no se conoce exactamente el ángulo que forma el túnel tibial con la dirección longitudinal del hueso. En base a ello, lo más lógico a la hora de definir isotropía en este caso, es definir el comportamiento mecánico en la dirección más débil, que en este caso es la dirección transversal.

No obstante, y aunque la definición del modelo isótropo acarrea varias ventajas, no cabe duda de que el comportamiento del hueso trabecular es claramente anisótropo, o al menos, ortótropo, en base a los resultados experimentales obtenidos durante su sollicitación en dirección longitudinal o en dirección transversal. Así, y aunque el uso de un modelo de comportamiento ortótropo aumenta el coste computacional, es necesario plantearse si los resultados obtenidos con este tipo de modelo son muy diferentes a los obtenidos con el isótropo, y, de serlo, cuáles serían las ventajas de la utilización de un modelo frente a otro.

Para modelizar el comportamiento de materiales ortótropos, Abaqus® ofrece una subrutina interna que implementa el criterio de Hill (Hill, 1948). El modelo de Hill (elastoplástico y ortótropo) presenta el mismo hándicap que el modelo de von Mises, no tiene en cuenta las presiones hidrostáticas, pero sí permite modelizar el comportamiento ortótropo del material.

La deformación en el criterio de Hill, tanto en su parte elástica como plástica, necesita la introducción por parte del usuario de una serie de valores que definen la ortotropía del material.

En Abaqus®, la parte elástica de un material ortótropo puede definirse mediante las denominadas “constantes ingenieriles” que son los módulos elásticos,  $E_i$ , coeficientes de Poisson,  $\nu_{ij}$ , y coeficientes de elasticidad transversal,  $G_{ij}$ , correspondientes a cada dirección de ortotropía y que representan la relación entre la tensión y la deformación.

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/E_1 & -\nu_{21}/E_2 & -\nu_{31}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}/E_1 & 1/E_2 & -\nu_{32}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}/E_1 & -\nu_{23}/E_2 & 1/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{23} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} \quad (4.25)$$

No obstante, en el caso concreto del hueso trabecular, podemos suponer un comportamiento transversalmente isótropo, es decir, los parámetros elásticos en cualquier dirección (x, z) contenida en el plano transversal (T) del hueso son iguales, mostrando una respuesta diferente en la dirección normal a dicho plano (y), que en este caso sería la dirección longitudinal del hueso (ver Fig. 4.3).

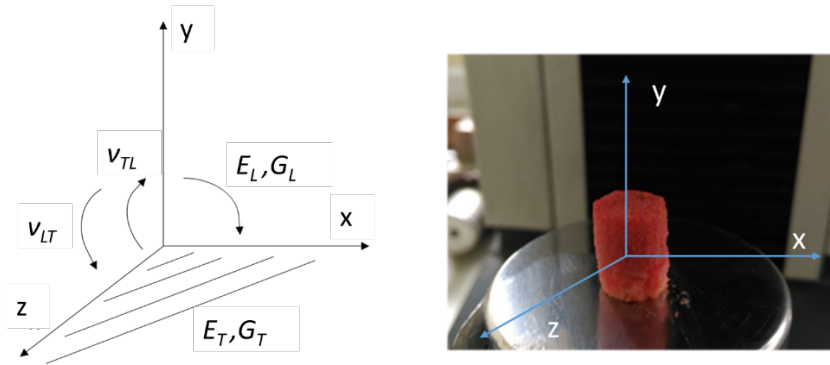


Fig. 4.3 Material transversalmente anisótropo. Propiedades en los planos

La isotropía transversal se caracteriza porque los módulos elásticos longitudinales y transversales en el plano de isotropía sean iguales ( $E_x=E_z=E_T$ ,  $G_{xy}=G_{zy}=G_L$ ) y las deformaciones producidas en el plano transversal cuando se aplica una tensión en dirección longitudinal ( $v_{yx}$ ,  $v_{yz}$ ), o las producidas en dirección longitudinal cuando se aplica una tensión en la dirección transversal ( $v_{xy}$ ,  $v_{zy}$ ), también son iguales ( $v_{yx}=v_{yz}=v_{LT}$ ,  $v_{xy}=v_{zy}=v_{TL}$ ), por lo que en este caso, la relación tensión-deformación queda definida con cinco constantes independientes:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{xz} \\ \gamma_{yz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/E_T & -\nu_{LT}/E_L & -\nu_T/E_T & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{TL}/E_T & 1/E_L & -\nu_{TL}/E_T & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_T/E_T & -\nu_{LT}/E_L & 1/E_T & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_L & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_T & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_L \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{yz} \end{Bmatrix} \quad (4.26)$$

Nótese que  $\nu_{LT}$  y  $\nu_{TL}$  no tienen por qué ser iguales y estarán relacionadas por la expresión (4.28) mientras que  $G_T$  y  $\nu_T$  se definen a partir de la expresión (4.28).

$$\frac{\nu_{LT}}{\nu_{TL}} = \frac{E_L}{E_T} \quad (4.27)$$

$$G_T = \frac{E_T}{2(1 + \nu_T)} \quad (4.28)$$

La Tabla 4.3, recoge los valores de los parámetros elásticos utilizados con este modelo, es decir, los valores medios de los parámetros obtenidos experimentalmente y expuestos en el capítulo anterior. Finalmente, el valor de  $\nu_{TL}$  se ha estimado a partir de la expresión (4.27).

Tabla 4.3. Parámetros elásticos utilizados en la definición del modelo transversalmente isótropo

Constantes elásticas	$E_L$ (MPa)	$E_T$ (MPa)	$\nu_{LT}$	$\nu_{TL}$	$\nu_T$
	219	73	0.25	0.083	0.27

Por su parte, la zona plástica de la deformación considerando el comportamiento del material como anisótropo, se puede modelizar a partir de la función *potencial* de Hill, que se puede expresar en función de las componentes del tensor de tensiones en coordenadas cartesianas rectangulares como:

$$f(\sigma) = \sqrt{F(\sigma_y - \sigma_z)^2 + G(\sigma_z - \sigma_x)^2 + H(\sigma_x - \sigma_y)^2 + 2L\tau_{yz}^2 + 2M\tau_{zx}^2 + 2N\tau_{xy}^2} \quad (4.29)$$

Donde F, G, H, L, M y N son constantes que se obtienen experimentalmente ensayando el material uniaxialmente en diferentes orientaciones y que se definen en función de las relaciones entre los valores de los límites de fluencia  $\bar{\sigma}_{ij}$ , obtenidos cuando el material se encuentra sometido exclusivamente a la tensión  $\sigma_{ij}$  (condiciones uniaxiales en las diferentes direcciones).

$$\begin{aligned} F &= \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\bar{\sigma}_{22}^2} + \frac{1}{\bar{\sigma}_{33}^2} - \frac{1}{\bar{\sigma}_{11}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{22}^2} + \frac{1}{R_{33}^2} - \frac{1}{R_{11}^2} \right) \\ G &= \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\bar{\sigma}_{33}^2} + \frac{1}{\bar{\sigma}_{11}^2} - \frac{1}{\bar{\sigma}_{22}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{33}^2} + \frac{1}{R_{11}^2} - \frac{1}{R_{22}^2} \right) \\ H &= \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\bar{\sigma}_{11}^2} + \frac{1}{\bar{\sigma}_{22}^2} - \frac{1}{\bar{\sigma}_{33}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{11}^2} + \frac{1}{R_{22}^2} - \frac{1}{R_{33}^2} \right) \\ L &= \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\bar{\sigma}_{23}} \right)^2 = \frac{3}{2} \left( \frac{1}{R_{23}^2} \right) \\ M &= \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\bar{\sigma}_{13}} \right)^2 = \frac{3}{2} \left( \frac{1}{R_{13}^2} \right) \\ N &= \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\bar{\sigma}_{12}} \right)^2 = \frac{3}{2} \left( \frac{1}{R_{12}^2} \right) \end{aligned} \quad (4.30)$$

En la expresión anterior,  $\sigma^0$  es un valor de referencia del límite de fluencia fijado por el usuario y especificado para la definición del modelo plástico, y  $\tau^0 = \sigma^0 / \sqrt{3}$ . En Abaqus®, la definición del modelo de Hill se realiza introduciendo los valores de los coeficientes mostrados en la expresión (4.31).

$$R_{11} = \frac{\sigma_{11}}{\sigma^0}, R_{22} = \frac{\sigma_{22}}{\sigma^0}, R_{33} = \frac{\sigma_{33}}{\sigma^0}, R_{12} = \frac{\sigma_{12}}{\tau^0}, R_{13} = \frac{\sigma_{13}}{\tau^0}, R_{23} = \frac{\sigma_{23}}{\tau^0} \quad (4.31)$$

En el caso del hueso trabecular, y suponiendo que posee isotropía transversal, si se toman como ejes 1 y 3 los que definen el plano transversal:  $\sigma_{11} = \sigma_{33} = \sigma_T = \sigma^0$  y  $\sigma_{22} = \sigma_L$ . Por tanto:  $R_{11} = R_{33} = 1$ ,  $R_{22} = S_L/S_T$ . Y por su parte, los coeficientes  $R_{12}$ ,  $R_{23}$  y  $R_{13}$  se han calculado suponiendo que la relación  $\tau^0 = \sigma^0 / \sqrt{3}$  también se cumple entre  $R_{ij}$  y  $R_{ii}$ , es decir:

$$\begin{aligned}
 R_{12} &= \frac{\sigma_{12}}{\tau^0} = \frac{\sigma_{22}/\sqrt{3}}{\sigma^0/\sqrt{3}} = \frac{S_L}{S_T} \\
 R_{23} &= \frac{\sigma_{23}}{\tau^0} = \frac{\sigma_{22}/\sqrt{3}}{\sigma^0/\sqrt{3}} = \frac{S_L}{S_T} \\
 R_{13} &= \frac{\sigma_{13}}{\tau^0} = \frac{\sigma_{33}/\sqrt{3}}{\sigma^0/\sqrt{3}} = 1
 \end{aligned}
 \tag{4.32}$$

La Tabla 4.4 resume los valores de los parámetros plásticos utilizados en la definición del modelo de Hill.

Tabla 4.4. Parámetros plásticos utilizados en la definición del modelo transversalmente isótropo

Coef. Plásticos	$R_{11}$	$R_{22}$	$R_{33}$	$R_{12}$	$R_{13}$	$R_{23}$
	1	1.5	1	1.5	1	1.5

#### 4.3.2 Modelos de plasticidad dependientes de la componente hidrostática: Crushable Foam con endurecimiento Volumétrico

Como ya se ha comentado anteriormente, los modelos denominados Crushable Foam, fueron creados para definir el comportamiento de materiales que, como el hueso trabecular, presentan una estructura celular y en los que gran parte de la deformación plástica a compresión se debe realmente al pandeo que sufren las paredes celulares. Teniendo en cuenta que, además, estos modelos permiten describir materiales cuya resistencia a tracción es diferente que a compresión (comportamiento no-simétrico) y proponen una relación entre las componentes desviadora,  $q$ , e hidrostática,  $p$ , en forma de elipse, estos modelos parecen suponer la mejor opción para representar el comportamiento del hueso trabecular (Kelly, 2012).

Dentro de los posibles modelos implementados en Abaqus®, y basándose en los resultados presentados por varios investigadores (Hernandez, 2016; Keaveny et al., 1994; Kopperdahl and Keaveny, 1998; Mullins et al., 2009; Niebur et al., 2000) que indican que el hueso trabecular tiene diferente comportamiento a tracción y a compresión (comportamiento no-simétrico), lo razonable es elegir la formulación Crushable Foam Volumétrico (CFV) como el modelo más apropiado, ya que el crushable foam con endurecimiento isotrópico (CFI) representa precisamente un comportamiento simétrico a tracción y a compresión.

El modelo crushable foam con endurecimiento volumétrico (CFV) muestra un comportamiento elástico isotrópico y una superficie de plastificación representada por el círculo de von Mises en el plano desviador, mientras que el plano meridional, está representado por una elipse ( $q-p$ ). Se trata de una formulación que se encuentra dentro de la librería de formulaciones plásticas de Abaqus® (ver en el manual de Abaqus® 6.12), y está basada en la teoría desarrollada por (Deshpande and Fleck, 2000) y ampliada por (Tita and Caliri, 2012).

La formulación de plasticidad tipo Crushable Foam Volumetric (CFV) sirve para diferentes respuestas del material en tracción y compresión hidrostática. Su creación estuvo motivada por la existencia de espumas celulares que generalmente soportan mayores tensiones (previamente a

la cedencia) cuando se encuentran en condiciones de compresión hidrostática que, bajo tracción hidrostática, y permiten, por tanto, un comportamiento asimétrico a tracción y a compresión (comportamiento que se reconoce en el hueso trabecular). Bajo cargas de tracción, los materiales celulares son más frágiles y las paredes de las celdas se rompen a bajas deformaciones. Este comportamiento coincide con el observado para el hueso trabecular por algunos autores (Keaveny et al., 1994), que aseveran que este tipo de hueso muestra una relación entre el límite de cedencia a tracción y a compresión de entre 0.6-0.9. Además, los materiales celulares sometidos a compresión se deforman volumétricamente debido al pandeo de las paredes de las celdas (Gibson, 2005, 1985; Gibson and Ashby, 1997, 1982).

En el modelo CFV la superficie de plastificación se expresa mediante la ecuación (4.34), representada gráficamente mediante la elipse de la Fig. 4.4.

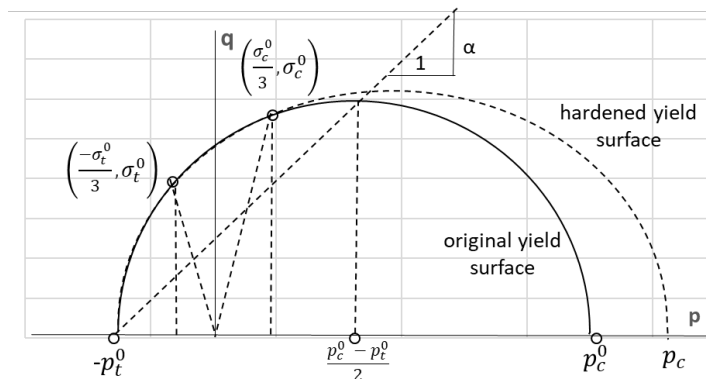


Fig. 4.4. Superficie de plastificación en el plano meridional  $q-p$  del modelo CFV

$$F = \sqrt{q^2 + \alpha^2(p - p_0)^2} - B = 0 \quad (4.33)$$

Donde  $p$  y  $q$  son las presiones hidrostática y desviadora,  $p_0$  es el centro de la elipse en el eje hidrostático (ver Fig. 4.4),  $\alpha = A/B$ , es el factor de forma de la elipse de plastificación que define la magnitud relativa entre los ejes horizontal,  $A$  y vertical de la elipse,  $B$ , definidos como:

$$B = \alpha \frac{A}{2} = \alpha \frac{p_c + p_t}{2} \quad (4.34)$$

Donde  $p_c$  y  $p_t$  son las tensiones hidrostáticas a compresión y a tracción respectivamente, y  $\alpha$  se define como:

$$\alpha = \frac{3K}{\sqrt{(3K_t + K)(3 - K)}} \quad (4.35)$$

$$K = \frac{\sigma_c^0}{p_c^0} \quad (4.36)$$

$$K_t = \frac{p_t^0}{p_c^0} \quad (4.37)$$

Donde  $K$ , es la relación entre el límite de cedencia a compresión uniaxial,  $\sigma_c^0$ , y el límite de cedencia bajo condiciones de compresión hidrostática,  $p_c^0$ , mientras que  $K_t$  es la relación entre el límite de cedencia a tracción hidrostática,  $p_t^0 = p_t$  y el límite de cedencia a compresión hidrostática,  $p_c^0$ . Como puede apreciarse, la forma de la superficie de cedencia elíptica queda perfectamente definida a través de los parámetros  $K$  y  $K_t$ .

El uso de este modelo se basa en la estrecha relación entre el modo de fallo mecánico del hueso trabecular y su estructura interna. La estructura de las trabéculas dentro del hueso trabecular no sólo influye en el comportamiento de una determinada zona anatómica a otra, que es diferente en cada caso, si no que cambia en cada hueso y especie analizada. Así, (Gibson, 1985) propone tres modos de fallo para materiales compuestos por células: pandeo elástico, rotación plástica y fractura frágil.

Bajo cargas de compresión que aumentan de forma progresiva, estos materiales absorben grandes cantidades de energía y las trabéculas se ven sometidas a una combinación de todos estos modos de fallo simultáneamente. Mientras las trabéculas más esbeltas pueden pandear, las más robustas sufrirán esfuerzos de compresión. Así, el fallo por pandeo de unas trabéculas irá seguido del colapso plástico a compresión de otras cuando se alcanza la carga máxima (Müller et al., 1998).

Sin embargo, el fallo de las trabéculas más robustas no se puede predecir tan fácilmente. Una investigación llevada a cabo por (Deshpande and Fleck, 2000) en la que se hicieron tanto ensayos experimentales como numéricos, mostraba la dependencia entre la presión y la tensión en la superficie de fluencia en espumas con celdas abiertas y en espumas metálicas de celda cerrada. Teniendo en cuenta los buenos resultados de los modelos constitutivos de tipo Crushable Foam, desarrollados por (Deshpande and Fleck, 2000) para representar el aplastamiento y el comportamiento a pandeo de las espumas celulares, se considera que consolidan una buena opción para aplicarlos en la modelización constitutiva de los huesos trabeculares de origen porcino.

Las propiedades constitutivas del material y la composición estructural de las trabéculas juegan un papel fundamental en el fallo del hueso trabecular. En la literatura, se han propuesto diversos modelos continuos para representar el comportamiento inelástico a nivel macroscópico del hueso trabecular (Charlebois et al., 2010; Rincón-Kohli and Zysset, 2009; Zysset and Rincón, 2006; Zysset and Curnier, 1996). Otros investigadores (Niebur et al., 2002) llevaron a cabo ensayos biaxiales para investigar la influencia de la estructura trabecular en el fallo del material. Como ya ocurría en otros estudios (Bayraktar and Keaveny, 2004; Guillén et al., 2011; Niebur et al., 2000), un modelo de material asimétrico y bilineal que no tenga en cuenta la dependencia entre la presión hidrostática y la desviadora no es suficiente para describir el comportamiento de este tipo de hueso, perfilándose de nuevo el modelo CFV como el más adecuado para ello.

No obstante, el principal obstáculo del modelo CFV es que no tiene en cuenta la anisotropía inherente al hueso trabecular, lo que supone una importante limitación. De todas formas, hemos de tener en cuenta que la ventaja que puede suponer la utilización de este tipo de modelo frente a un modelo anisótropo clásico, como el de Hill, puede llegar a compensar esta limitación. Además, y como se ha señalado anteriormente, en muchas ocasiones no es posible conocer exactamente el ángulo que forma el túnel tibial con la dirección longitudinal del hueso trabecular, por lo que considerar un comportamiento isótropo con las propiedades mecánicas correspondientes a la dirección más débil (transversal) podría ser más ventajoso. En base a lo anterior, en este caso

se decide ajustar el modelo CFV utilizando las propiedades mecánicas obtenidas en el plano transversal.

Como hemos visto, la definición de este modelo pasa por describir la elipse que demarca la superficie de cedencia original, lo que se consigue a través de la definición de los tres puntos que definirían los ejes vertical y horizontal de la misma. Estos puntos, en general, son los dos límites de cedencia en condiciones hidrostáticas ( $p_t^0$ ) y ( $p_c^0$ ), que representan los dos extremos del lado mayor de la elipse, así como un tercer punto, que define las condiciones en las que se produce la cedencia en el ensayo de compresión uniaxial.

A pesar de ello, la gran dificultad de obtener los valores de los límites elásticos a tracción y a compresión en condiciones hidrostáticas, hace que muchos autores hayan recurrido a definir la elipse a través de métodos inversos con la ayuda de herramientas numéricas (Kelly, 2012) o a partir de resultados de ensayos que proporcionen tres puntos de la elipse diferentes de los correspondientes a condiciones hidrostáticas (Carranza et al., 2019).

Así, por ejemplo (Kelly, 2012) analizando el comportamiento de huesos trabeculares bovinos mediante el uso de ensayos de compresión uniaxial y confinados, asume  $K_t=1$  y con la ayuda de un modelo de elementos finitos y el método inverso, elige el valor de  $K$  que mejor aproxima el resultado numérico y experimental, obteniendo un valor de  $K$  también igual a 1. El problema de haber asumido un valor de  $K_t=1$ , es que supone que el comportamiento a cedencia del hueso trabecular bajo condiciones de tracción y compresión hidrostática es el mismo, cosa que queda muy lejos de ser cierta según la mayoría de autores (Hernandez, 2016; Keaveny et al., 1994; Kopperdahl and Keaveny, 1998; Mullins et al., 2009; Niebur et al., 2000).

Por otro lado, (Carranza et al., 2019) estudiando el comportamiento de diferentes tipos de espumas, define el modelo CFV utilizando puntos alternativos para describir la elipse. La ventaja con la que contaban estos autores es que disponían de una gran cantidad de material para la realización de ensayos que sometiesen a las espumas a distintas condiciones de carga (compresión, tracción y cortadura), y que, además, el material utilizado era muy manejable y fácil de mecanizar. Condiciones que se encuentran en las antípodas de aquellas en las que se basa este trabajo.

En base a lo anterior, en este trabajo se ha recurrido a una solución intermedia entre las dos propuestas anteriores (Carranza et al., 2019; Kelly, 2012).

Por un lado, para definir la elipse, contamos con dos puntos obtenidos experimentalmente: el punto representativo del momento de la cedencia en el ensayo de compresión (situado en el punto  $q=\sigma_c^0$ ,  $p=\sigma_c^0/3$ ) y el correspondiente al ensayo de compresión confinada, cuyos resultados proporcionan una relación  $q/p=1.08$ . Estas relaciones se obtuvieron a partir de los resultados de los ensayos y utilizando las expresiones (4.23) y (4.24) para el cálculo de la presión hidrostática,  $p$  y la desviadora,  $q$ , respectivamente. En este caso,  $\sigma_1$  es la tensión en la dirección de la carga en el ensayo, y  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$  son las tensiones en el plano perpendicular a la dirección de ensayo de la probeta. Cuando se trata de un ensayo de compresión uniaxial,  $\sigma_1 = \sigma_c^0$ , y  $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$ , por lo que  $q=\sigma_c^0$ ,  $p=\sigma_c^0/3$ . En el caso de compresión confinada sin embargo,  $\sigma_1 = \sigma_{conf}^0$ , y, en las otras dos direcciones  $\sigma_2 = \sigma_3 = \frac{\nu}{1-\nu} \sigma_1$ , entonces para  $\nu = 0.27$ ,  $q_{conf}=1.08p_{conf}$ .

Por su parte, el tercer punto necesario para definir la elipse se obtendrá utilizando el método inverso, a partir del valor del límite elástico a tracción,  $\sigma_t^0$ , cuyo valor supondremos de partida conocido, ya que, aunque no ha sido obtenido en este trabajo, otros autores (Hernandez, 2016; Keaveny et al., 1994; Kelly, 2012; Niebur et al., 2000) lo definen como entre un 60-90% del límite



elástico a compresión. Este punto, estaría situado en la recta ( $q=-3p$ ) con  $q=\sigma_t^0=(0.6 \text{ a } 0.9)\sigma_c^0$  (ver Fig. 4.4). A partir de estos tres puntos se construye la elipse representada en la Fig. 4.4 y se obtienen los valores necesarios para definir los coeficientes  $K$  y  $K_t$  que serán introducidos en el programa de elementos finitos y con el que simulará el comportamiento del material en condiciones confinadas. Comparando los resultados obtenidos en la simulación con los obtenidos experimentalmente se analizará la bondad de los parámetros del modelo.

Los modelos numéricos que simulan los dos tipos de ensayos de compresión (uniaxial y confinado) han sido desarrollados mediante la implementación de la geometría de una probeta cilíndrica de 10mm de alto y 10mm de diámetro utilizando modelos bidimensionales axisimétricos. El mallado de la probeta se realizó con 200 elementos continuos axisimétricos de bicuadrático de 8 nodos (CAX8) con integración completa. Para el cálculo de los coeficientes  $K$  y  $K_t$ , las propiedades mecánicas utilizadas han sido las obtenidas experimentalmente en el ensayo de compresión uniaxial en dirección transversal ( $E=73\text{MPa}$ ,  $S_y=2.7\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$ ). A cada una de las probetas se les ha aplicado las condiciones de contorno adecuadas a cada tipo de ensayo (Fig. 4.5) y se las sometió a una presión de compresión creciente hasta que se alcanzaron valores de deformación de hasta el 60%.

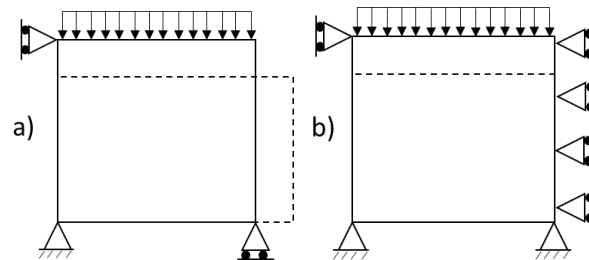


Fig. 4.5. Condiciones de contorno del modelo numérico del ensayo de compresión: a) uniaxial, b) confinada

Dada la gran dispersión de resultados que se habían obtenido en los ensayos de compresión confinada, la definición de los parámetros de la elipse se realizó utilizando dos valores de límite de cedencia como representativos de los comportamientos extremos del hueso trabecular ante este tipo de esfuerzo ( $\sigma_{conf}^0=5\text{MPa}$  y  $\sigma_{conf}^0=3\text{MPa}$ ), calculándose los valores de  $p_{conf}$  y  $q_{conf}$  correspondientes a cada uno de ellos. Fijados los puntos representativos de los ensayos de compresión uniaxial y compresión confinada, se calcularon las curvas correspondientes a los valores de la resistencia a tracción que variaron entre  $0.6-0.9\sigma_c^0$  tal y como se recoge en las Fig. 4.6 y Fig. 4.7. La Tabla 4.5 recoge los valores utilizados en las simulaciones numéricas. Como puede observarse, el valor de  $K$  depende, fundamentalmente, del valor elegido para el límite de cedencia a compresión confinada ( $\sigma_{conf}^0$ ). Se obtienen valores de  $K$  por debajo de 0.4 cuando utilizamos una  $\sigma_{conf}^0=5\text{MPa}$ , y por encima de 1 ( $K=1.2$ ) cuando  $\sigma_{conf}^0=3\text{MPa}$ .  $K_t$  por su parte, es más dependiente del valor del límite elástico a tracción uniaxial que hayamos considerado en cada caso.

Haciendo uso de estos parámetros, las Fig. 4.8 y Fig. 4.9 muestran, respectivamente, las curvas experimentales correspondientes a  $\sigma_{conf}^0=5\text{MPa}$  y  $\sigma_{conf}^0=3\text{MPa}$ . En dichas figuras también se han reflejado, a línea discontinua, alguna de las curvas representativas, obtenidas experimentalmente. Asimismo, y al objeto de comparar comportamientos, también se ha representado una curva representativa del ensayo de compresión uniaxial (línea de puntos gruesos).

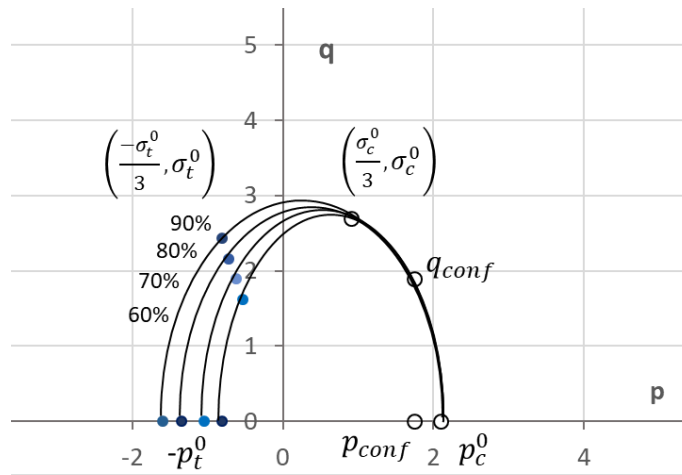


Fig. 4.6. Superficies de plastificación para el caso de  $\sigma_{conf}^0=3\text{MPa}$

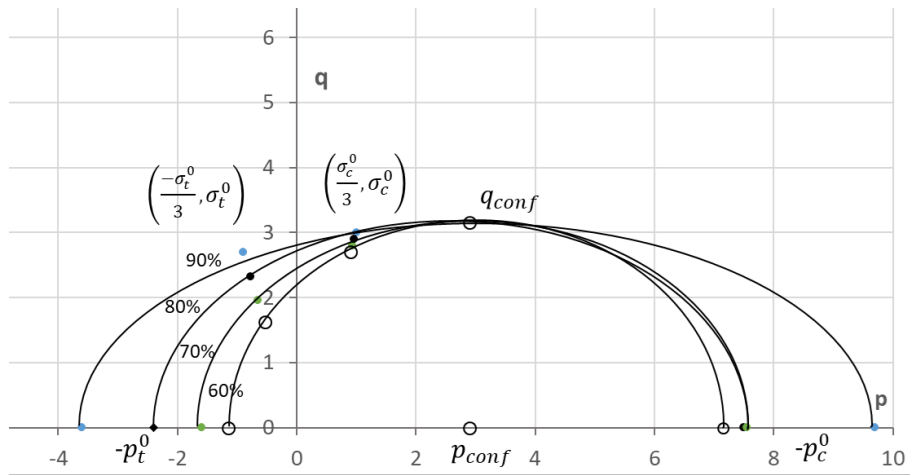


Fig. 4.7. Superficies de plastificación para el caso de  $\sigma_{conf}^0 = 5\text{MPa}$

Tabla 4.5. Valores utilizados en la caracterización numérica de los ensayos de compresión confinada

$\sigma_c^0$ (MPa)	$\sigma_{conf}^0$ (MPa)	$\sigma_t^0$ (MPa)	K	$K_t$	Designación numérica
2.7	3	$0.6 \sigma_c^0$	1.285	0.380	Sc.2.7 Sconf.3 (60%)
		$0.7 \sigma_c^0$	1.280	0.500	Sc. 2.7 Sconf.3 (70%)
		$0.8 \sigma_c^0$	1.220	0.610	Sc. 2.7 Sconf.3 (80%)
		$0.9 \sigma_c^0$	1.280	0.760	Sc. 2.7 Sconf.3 (90%)
3	5	$0.6 \sigma_c^0$	0.377	0.160	Sc.3 Sconf.5 (60%)
2.8		$0.7 \sigma_c^0$	0.373	0.213	Sc.2.8 Sconf.5 (70%)
2.9		$0.8 \sigma_c^0$	0.384	0.317	Sc.2.9 Sconf.5 (80%)
2.7		$0.9 \sigma_c^0$	0.309	0.371	Sc.2.7 Sconf.5 (90%)

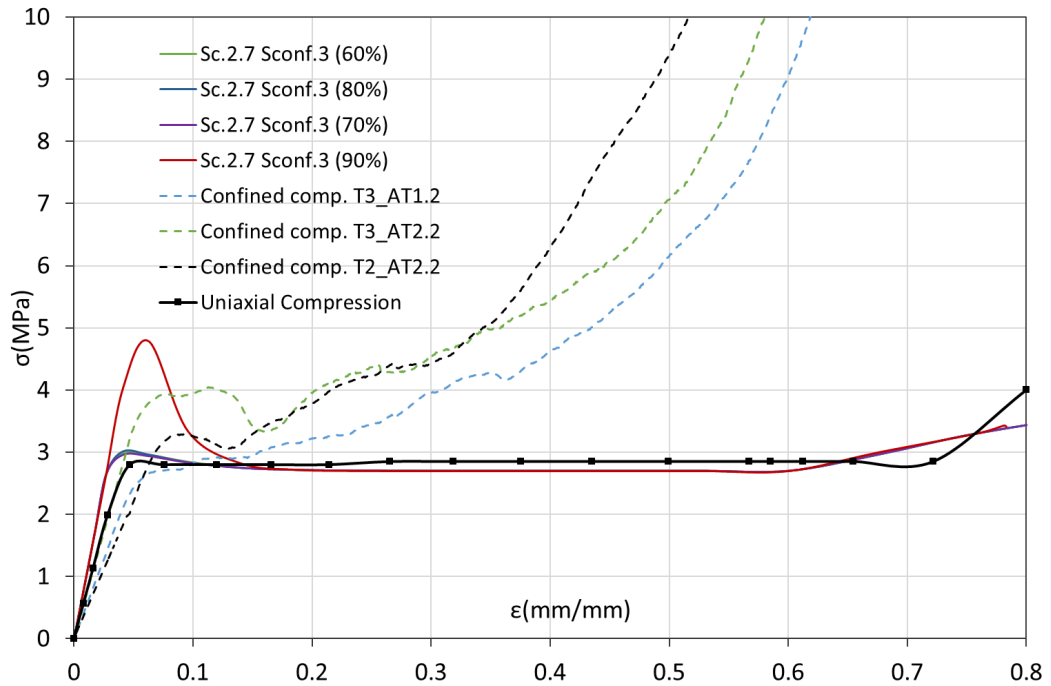


Fig. 4.8. Curvas tensión-deformación experimentales vs numéricas. Efecto de los parámetros del modelo para el caso de  $\sigma_{conf}^0 = 3 \text{ MPa}$

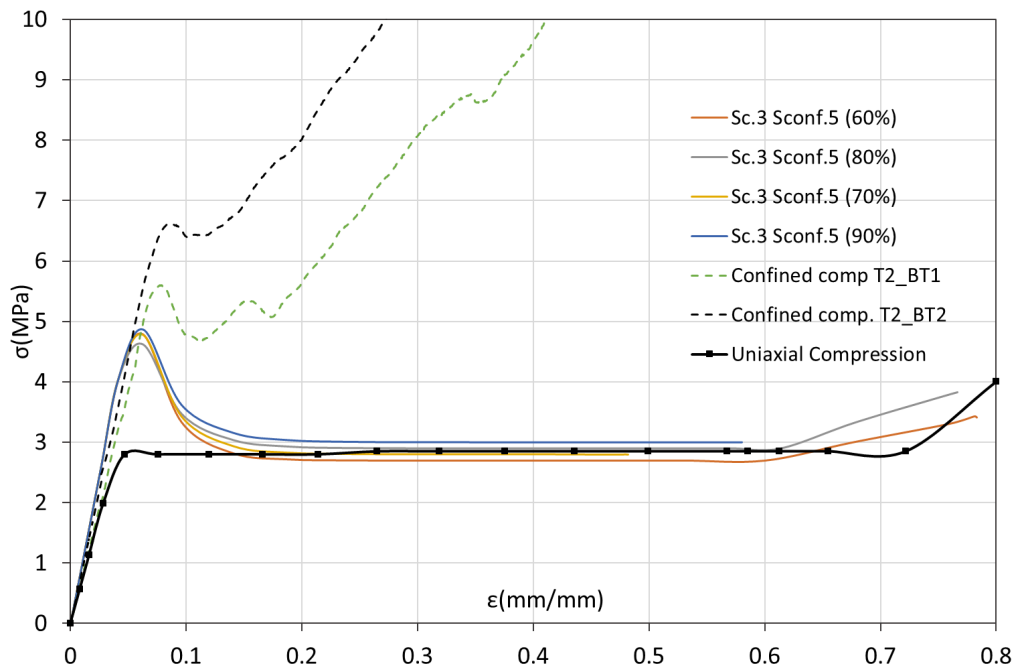


Fig. 4.9. Curvas tensión-deformación experimentales vs numéricas. Efecto de los parámetros del modelo para el caso de  $\sigma_{conf}^0 = 5 \text{ MPa}$

En el caso de utilizar los valores de  $K$  y  $K_t$  correspondientes a  $\sigma_{conf}^0 = 3 \text{ MPa}$  (Fig. 4.6), se observa que la única curva que parece querer estimar el comportamiento del ensayo de compresión confinada en la zona de cedencia es la que considera una resistencia a tracción igual al 90% de la de compresión. Esta curva presenta la misma rigidez que las otras tres curvas, pero estima una tensión de cedencia más acorde a la registrada en el ensayo de compresión confinada. No obstante,

tras alcanzar ese pico de tensión, la curva numérica deja de seguir el comportamiento experimental (en el que el material exhibe un endurecimiento exponencial), para seguir el comportamiento descrito por el ensayo de compresión uniaxial. El resto de las curvas numéricas, apenas perciben el incremento del límite de cedencia en compresión confinada, exhibiendo, prácticamente, el comportamiento a compresión uniaxial.

En el caso de utilizar los valores de  $K$  y  $K_t$  correspondientes a  $\sigma_{conf}^0 = 5MPa$  (Fig. 4.7), se obtienen curvas numéricas prácticamente idénticas, sea cual sea la relación entre los límites a tracción y a compresión utilizada. Todas las curvas son capaces, ahora, de predecir un aumento del límite de cedencia a compresión confinada, si bien, al igual que en el caso anterior, a partir de ese punto no son capaces de reproducir el comportamiento del material ante condiciones de confinamiento, sino que retoman el comportamiento plástico del material bajo cargas de compresión uniaxial.

En base a estos resultados, se intuye que este modelo tampoco es capaz de reproducir fielmente el comportamiento mecánico de este tipo de hueso bajo condiciones de deformación elevadas. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Nicola Kelly (Kelly, 2012), al aplicar este tipo de modelo de comportamiento al hueso trabecular bovino. No obstante, en un principio se atribuyó esta incapacidad de reproducir el comportamiento al hecho de que, en vez de utilizar los resultados experimentales para definir los parámetros del modelo, esta autora definió unos valores de  $K=1$  y  $K_t=1$  que en principio no tenían justificación aparente. Posteriormente, en el curso de esta investigación, se obtuvo la razón por la que tanto Kelly como otros investigadores (Carranza et al., 2019; Kelly, 2012) utilizasen valores de  $K$  que inicialmente no se correspondían con los de un ajuste experimental, y es que el modelo CFV presenta problemas de convergencia para valores de  $K<1$ .

Así, y aunque todos los valores expuestos en la Tabla 4.5 permiten obtener una superficie de plastificación (Fig. 4.6 y Fig. 4.7) que responda al modelo, además, son capaces (en mayor o menor grado) de describir el comportamiento de un ensayo de compresión confinada (Fig. 4.8 y Fig. 4.9), solo aquellos en los que  $K>1$  han logrado converger en la simulación de un tercer ensayo (el ensayo de indentación) que, como ya se indicó en el capítulo anterior, se diseñó para analizar la bondad de los modelos constitutivos.

La Fig. 4.10 recoge, comparadas, las curvas carga-desplazamiento del punzón obtenidas tanto experimentalmente (línea a trazos "Experimental T2") como aplicando los distintos modelos de comportamiento descritos en este apartado para el hueso trabecular: von Mises, Hill y CFV. En el caso del CFV se han elegido las curvas representativas de  $\sigma_{conf}^0 = 3MPa$  ( $K>1$ ) y  $\sigma_{conf}^0 = 5MPa$  ( $K<1$ ), si bien esta última resulta trunca debido a los problemas de convergencia anteriormente comentados. Como puede observarse, mientras que los modelos clásicos de plasticidad (von Mises y Hill) recogen de manera bastante acertada el comportamiento experimental del hueso a punzonado (sobre todo el isótropo), el modelo CFV no es capaz de reproducir dicho comportamiento, quedando muy lejos de predecir la relación carga-desplazamiento obtenida experimentalmente.

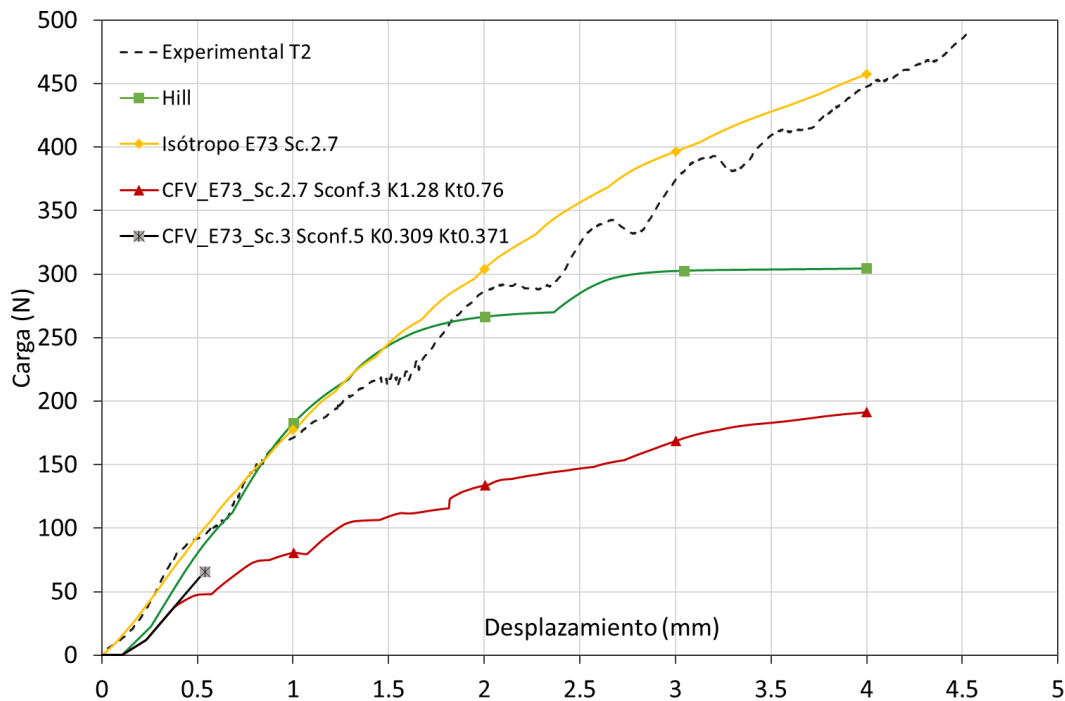


Fig. 4.10. Comparación resultados numéricos y experimentales para hueso trabecular indentado

No obstante, y en un último intento de reproducir el comportamiento experimental a punzonado mediante el modelo CFV, se llevaron a cabo nuevas simulaciones considerando límites de cedencia a compresión mayores que el correspondiente a la dirección transversal experimental ( $\sigma_c^0 = 4MPa$ ,  $\sigma_c^0 = 5.3MPa$ ). Tras el ajuste de los parámetros  $K$  y  $K_t$  correspondientes, se obtienen las curvas representadas en la Fig. 4.11. Como puede observarse, tendríamos que llegar a considerar resistencias a la compresión iguales a la correspondiente a la del hueso trabecular en dirección longitudinal para llegar a obtener una curva carga-desplazamiento que reprodujese a la de un ensayo en el que el hueso ha sido solicitado en dirección transversal. Estos resultados vuelven a poner de manifiesto la debilidad del modelo CFV en la descripción del comportamiento mecánico del hueso trabecular.

Llegados a este punto, y en vista de que ningún modelo de los analizados es capaz de reproducir de modo totalmente acertado el comportamiento del hueso trabecular, cabe señalar la conveniencia de buscar, en un futuro, un modelo constitutivo más adecuado, que implementado mediante una subrutina UMAT sea capaz de reproducir el comportamiento del hueso trabecular porcino. No obstante, la búsqueda de este nuevo modelo, de gran complejidad, no se ha llevado a cabo al salirse de los objetivos generales de esta tesis, quedando a la espera de un futuro trabajo.

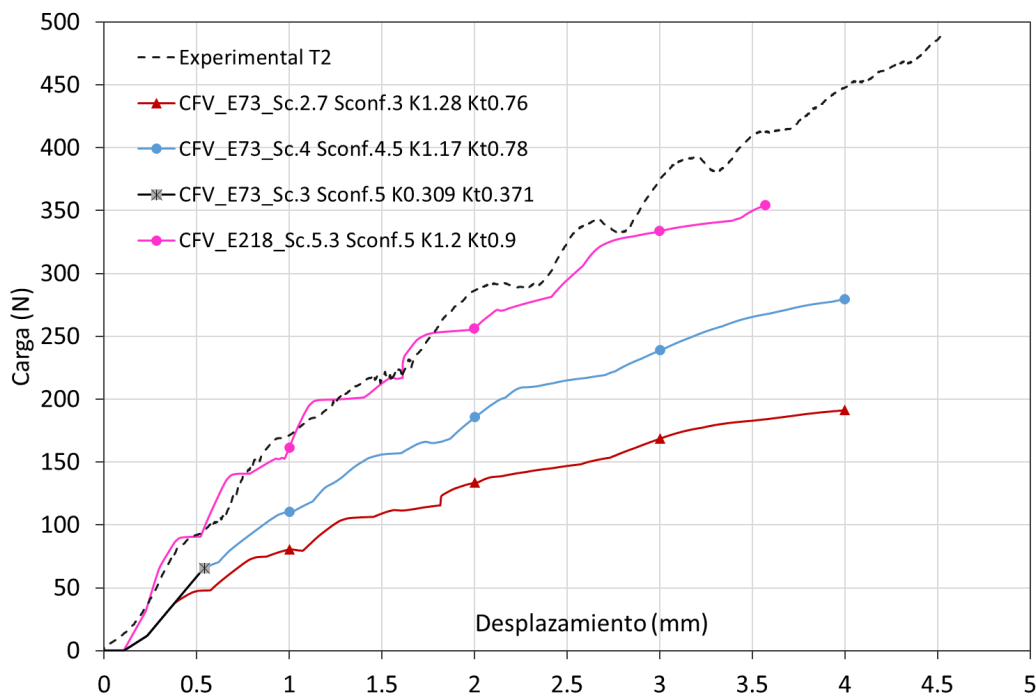


Fig. 4.11. Comparación entre curvas numéricas CFV con curva experimental de indentación

#### 4.4 Hueso cortical y tornillo interferencial

Como ya se comentó anteriormente, a través de los resultados obtenidos en la caracterización mediante el ensayo SPT del hueso cortical, este podría ser modelizado mediante un modelo elástico perfectamente plástico. No obstante, la perfecta definición de un modelo de material que representase a la perfección el comportamiento de este tipo de hueso, que se sabe es anisótropo y dependiente de la zona de extracción, requeriría una caracterización tan profunda que quedaría fuera del alcance de esta tesis, sobre todo teniendo en cuenta el papel que juega el hueso cortical en la reconstrucción del LCA, reduciéndose básicamente al confinamiento del hueso trabecular.

Es por este motivo que se decide modelizarlo en el programa de elementos finitos como sólido rígido, debido, como se ha visto en el capítulo 3, a que posee una gran rigidez respecto al hueso trabecular ( $E_{\text{cortical}}=5\text{GPa}$  y  $E_{\text{trabecular}}=73\text{MPa}$ ). Una vez comprobados los resultados, finalmente se decide sustituir al hueso cortical (salvo en una pequeña zona de contacto con el tendón) por condiciones de contorno que simplifican el modelo y el coste computacional.

En cuanto al tornillo interferencial, tal y como se ha comentado con anterioridad en el capítulo 3 de la presente tesis, posee un comportamiento elástico hasta un grado de deformación bastante elevado. Se sabe, que una vez introducido en el túnel tibial, las tensiones a las que se ve sometido este componente, son realmente bajas y por tanto se asume que no va a superar la zona elástica del material en ningún caso en el que se mantengan estados de cargas fisiológicas. Por tanto, este elemento ha sido definido como elástico lineal con las propiedades definidas tras la campaña experimental, es decir  $E=3.6\text{GPa}$  y  $\nu=0.3$ .

## 4.5 Resumen

A continuación, se muestra la Tabla 4.6, que resume todos los modelos constitutivos adoptados para el cálculo de elementos finitos de la reconstrucción de LCA objeto de estudio de la presente tesis doctoral. Cada una de las partes que conforman el modelo se representa con el modelo de material que se ha creído más conveniente y que mejores resultados aportaba en cuanto a comparación con la curva experimental de cada uno de ellos.

*Tabla 4.6. Resumen de los modelos constitutivos adoptados*

<b>Material</b>	<b>Comportamiento</b>	<b>Modelo constitutivo</b>
<i>Tendón</i>	Hiperelástico y anisótropo	UMAT uanisohyper_inv (Calvo et al., 2007; E. Peña et al., 2007a)
<i>Hueso trabecular</i>	Elasto-plástico y anisótropo	Crushable Foam volumetric hardening, Hill, Von Mises
<i>Hueso cortical</i>	Elasto-plástico y ortótropo	Sólido rígido , condiciones de contorno
<i>Tornillo interferencial</i>	Elástico lineal	Elástico

## REFERENCIAS

- Alastrué, V., Calvo, B., Peña, E., Doblaré, M., 2005. Biomechanical Modeling of Refractive Corneal Surgery. *J. Biomech. Eng.* 128, 150–160. <https://doi.org/10.1115/1.2132368>
- Bayraktar, H.H., Keaveny, T.M., 2004. Mechanisms of uniformity of yield strains for trabecular bone. *J. Biomech.* 37, 1671–1678. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.045>
- Calvo, B., 2014. Modelado numérico del tejido músculo esquelético.
- Calvo, B., Peña, E., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 69, 2036–2057. <https://doi.org/10.1002/nme.1825>
- Carranza, I., Crocombe, A.D., Mohagheghian, I., Smith, P.A., Sordon, A., Meeks, G., Santoni, C., 2019. Characterising and modelling the mechanical behaviour of polymeric foams under complex loading. *J. Mater. Sci.* 54, 11328–11344. <https://doi.org/10.1007/s10853-019-03673-8>
- Charlebois, M., Pretterklieber, M., Zysset, P.K., 2010. The Role of Fabric in the Large Strain Compressive Behavior of Human Trabecular Bone. *J. Biomech. Eng.* 132. <https://doi.org/10.1115/1.4001361>
- Deshpande, V.S., Fleck, N.A., 2000. Isotropic constitutive models for metallic foams. *J. Mech. Phys. Solids* 48, 1253–1283. [https://doi.org/10.1016/S0022-5096\(99\)00082-4](https://doi.org/10.1016/S0022-5096(99)00082-4)
- Flory, P.J., 1961. Thermodynamic relations for high elastic materials. *Trans. Faraday Soc.* 57, 829–838. <https://doi.org/10.1039/TF9615700829>
- Fung, Y.C., 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd ed. Springer Verlag, New York. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4757-2257-4>
- Gibson, L.J., 2005. Biomechanics of cellular solids. *J. Biomech.* 38, 377–399. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.027>
- Gibson, L.J., 1985. The mechanical behaviour of cancellous bone. *J. Biomech.* 18, 317–328.
- Gibson, L.J., Ashby, M.F., 1997. *Cellular Solids: Structure and Properties*, 2nd ed, Cambridge Solid State Science Series. Cambridge University Press, Cambridge. <https://doi.org/DOI:10.1017/CBO9781139878326>
- Gibson, L.J., Ashby, M.F., 1982. The mechanics cellular materials of three-dimensional cellular materials. *Proc. R. Soc. L.* A382, 43–59.
- Guillén, T., Zhang, Q.H., Tozzi, G., Ohrndorf, A., Christ, H.J., Tong, J., 2011. Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microCT characterisation and FE analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 4, 1452–1461. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.05.015>
- Hernandez, C.J., 2016. Handbook of biomaterial properties. Chapter 2: Cancellous bone. *Handb. Biomater. Prop.* Second Ed. 1–676. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-3305-1>
- Hill, R., 1948. A theory of the yielding and plastic flow of anisotropic metals. *Proc. R. Soc. London. Ser. A. Math. Phys. Sci.* 193, 281–297. <https://doi.org/10.1098/rspa.1948.0045>
- Holzappel, G., 2000. Biomechanics of soft tissue, in: *Handbook of Material Behavior. Nonlinear Models and Properties.* pp. 149–154.



- Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., 2000. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *J. Elast.* 61, 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
- Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Stadler, M., 2002. A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis. *Eur. J. Mech. - A/Solids* 21, 441–463. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0997-7538\(01\)01206-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0997-7538(01)01206-2)
- Holzapfel, G.A., Sommer, G., Gasser, C.T., Regitnig, P., 2005. Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling. *Am. J. Physiol. - Hear. Circ. Physiol.* 289, 2048–2058. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00934.2004>
- Humphrey, J.D., 2002. Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proc R Soc L.* 175, 1–44.
- Humphrey, J.D., 1995. Mechanics of the arterial wall: review and directions. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 23, 1–162.
- Keaveny, T.M., Wachtel, E.F., Ford, C.M., Hayes, W.C., 1994. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J. Biomech.* 27, 1137–1146. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90054-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90054-X)
- Kelly, N., 2012. An Experimental and Computational Investigation of the Inelastic Behaviour of Trabecular Bone.
- Kopperdahl, D.L., Keaveny, T.M., 1998. Yield strain behavior of trabecular bone. *J. Biomech.* 31, 601–608. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00057-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00057-8)
- Lanir, Y., 1979. A structural theory for the homogeneous biaxial stress-strain relationships in flat collagenous tissues. *J. Biomech.* 12, 423–436. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(79\)90027-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90027-7)
- Müller, R., Gerber, S., Hayes, W., 1998. Micro-compression: a novel technique for the nondestructive assessment of local bone failure. *Technol. Heal. Care Off. J. Eur. Soc. Eng. Med.* 6, 433–444.
- Mullins, L.P., Bruzzi, M.S., McHugh, P.E., 2009. Calibration of a constitutive model for the post-yield behaviour of cortical bone. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2, 460–470. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2008.11.003>
- Niebur, G.L., Feldstein, M.J., Keaveny, T.M., 2002. Biaxial failure behavior of bovine tibial trabecular bone. *J. Biomech. Eng.* 124, 699–705. <https://doi.org/10.1115/1.1517566>
- Niebur, G.L., Feldstein, M.J., Yuen, J.C., Chen, T.J., Keaveny, T.M., 2000. High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *J. Biomech.* 33, 1575–1583. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00149-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00149-4)
- Peña, E., Calvo, B., Doblaré, M., Calvo Calzada, B., Doblaré Castellano, M., Peña Baquedano, E., 2006. Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas. *Métodos numéricos para cálculo y diseño en Ing. Rev. Int.* 22, 63–78.
- Pena, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblare, M., 2006. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *J. Biomech.* 39, 1686–1701. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.030>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>

- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007a. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>
- Peña, E., del Palomar, A.P., Calvo, B., Martínez, M., Doblaré, M., 2007b. Computational modelling of diarthrodial joints. Physiological, pathological and pos-surgery simulations. *Arch Comput Method Eng* 14, 1–54.
- Pérez del Palomar, A., Doblaré, M., 2006. On the numerical simulation of the mechanical behaviour of articular cartilage. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 67, 1244–1271. <https://doi.org/10.1002/nme.1638>
- Pioletti, D., 1997. Viscoelastic properties of soft tissues: application to knee ligaments and tendons. Lausanne.
- Provenzano, P.P., Lakes, R.S., Corr, D.T., Vanderby, R.J., 2002. Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behavior. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 1, 45–57. <https://doi.org/10.1007/s10237-002-0004-1>
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 8, 393–405. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Rincón-Kohli, L., Zysset, P.K., 2009. Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 8, 195–208. <https://doi.org/10.1007/s10237-008-0128-z>
- Simo, J.C., Taylor, R.L., 1991. Quasi-incompressible finite elasticity in principal stretches. continuum basis and numerical algorithms. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 85, 273–310. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825\(91\)90100-K](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825(91)90100-K)
- Simo, J.C., Taylor, R.L., 1985. Consistent tangent operators for rate-independent elastoplasticity. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 48, 101–118. [https://doi.org/10.1016/0045-7825\(85\)90070-2](https://doi.org/10.1016/0045-7825(85)90070-2)
- Spencer, A.J., 1971. Theory of Invariants, in: Eringen, A.C., Ed., *Continuum Physics*. pp. 239–353.
- Tita, V., Caliri, M.F., 2012. Numerical simulation of anisotropic polymeric foams. *Lat. Am. J. Solids Struct.* 9, 259–279. <https://doi.org/10.1590/s1679-78252012000200005>
- Weiss, J.A., Gardiner, J.C., 2001. Computational modeling of ligament mechanics. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 29, 303–371. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.v29.i3.20>
- Weiss, J.A., Maker, B.N., Govindjee, S., 1996. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 135, 107–128. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825\(96\)01035-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825(96)01035-3)
- Zysset, P., Rincón, L., 2006. An alternative fabric-based yield and failure criterion for trabecular bone. *Mech. Biol. Tissue* 457–470. [https://doi.org/10.1007/3-540-31184-X\\_33](https://doi.org/10.1007/3-540-31184-X_33)
- Zysset, P.K., Curnier, A., 1996. A 3D damage model for trabecular bone based on fabric tensors. *J. Biomech.* 29, 1549–1558. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)80006-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)80006-6)

## Capítulo 5

# Modelo de elementos finitos

*Este capítulo recoge toda la información relativa al modelo numérico generado para la simulación de la operación de reconstrucción de ligamento cruzado anterior. Lo que se pretende con este modelo, es poder conocer los esfuerzos a los que se ve sometido el conjunto hueso-plastia-tornillo interferencial, una vez se ha realizado la introducción de los tornillos interferenciales en el túnel tibial. Se elegirá el modelo constitutivo para hueso trabecular que posteriormente se utilizará en todos los casos de estudio.*



## 5.1 Introducción

A continuación, se describe el modelo numérico de elementos finitos realizado para la simulación de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior en su inserción tibial. Se explicará el modelo geométrico diseñado para la simulación, los parámetros, variables e invariables dentro del propio modelo, tanto geométricos como propiedades de los materiales. Se describirán los distintos modelos constitutivos elegidos para cada material que compone el modelo, así como el modelo geométrico (hueso trabecular, tendón y tornillo interferencial) y su disposición dentro del ensamblaje total, y se hará una descripción somera de la malla elegida para cada parte del modelo y los steps que se han llevado a cabo para conseguir la simulación correcta.

## 5.2 Modelo geométrico

El presente modelo se ha realizado en dos dimensiones. La disposición en tres dimensiones (3D) acarrea un coste computacional demasiado alto y se hacía inviable tanto por mallado y contactos como por tiempo de procesado. Es por este motivo por el que se ha decidido que el cálculo sea bidimensional (2D).

El modelo bidimensional, creado para representar la reconstrucción de LCA en esta tesis, está constituido por tres partes: hueso esponjoso o trabecular, ligamento y tornillo interferencial. La inclusión del hueso cortical se ha llevado a cabo mediante condiciones de contorno para disminuir el coste computacional de la simulación, excepto en la zona de contacto del tendón con el hueso en el inicio del túnel, al ser esta la zona donde el tendón, tras ser tensionado, es apartado hacia un lado para proceder a la inserción del tornillo interferencial.

La disposición elegida es asimétrica y bidimensional, decidiéndose así que los contactos entre las distintas partes sean los siguientes: hueso-tornillo, tornillo-ligamento y finalmente ligamento-hueso, tal y como se muestra en la Fig. 5.1.

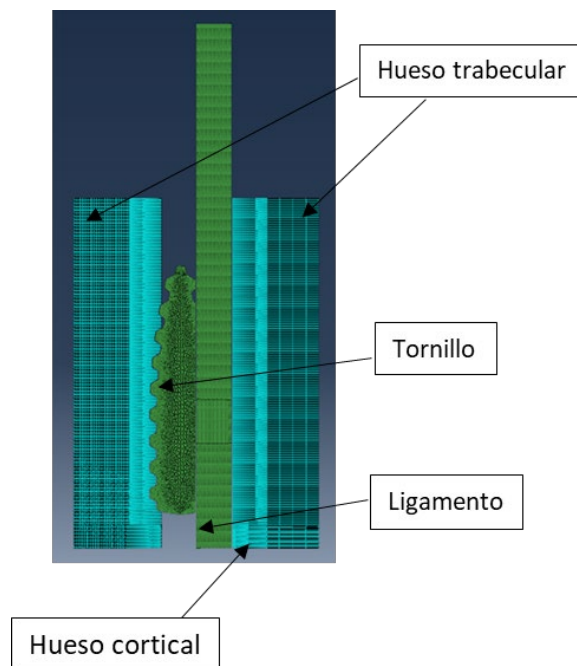


Fig. 5.1 Modelo geométrico de elementos finitos (FEM)

Las dimensiones geométricas del modelo se han mantenido invariables en las distintas simulaciones realizadas. Esto es, el tornillo interferencial ha sido modelado con diámetro invariable, y de valor 7 mm. Se numeran los dientes del tornillo según la Fig. 5.2 para establecer posteriormente un estudio claro de las tensiones en cada zona de la reconstrucción.

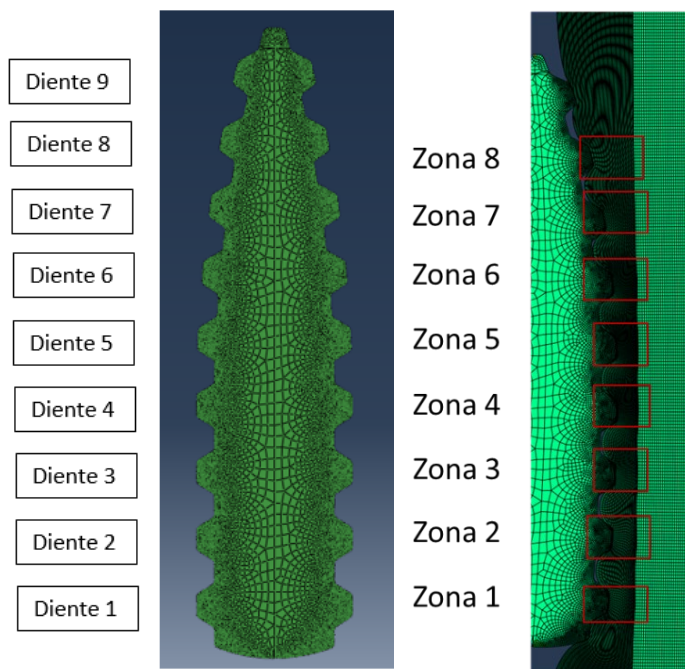


Fig. 5.2. Numeración dientes del tornillo interferencial y zonas correspondientes en hueso trabecular en el modelo numérico

El diámetro del tendón que se ha elegido como modelo por recomendación de los especialistas en el campo, tiene un diámetro de 4mm, pero ha de tenerse en cuenta que, tanto en el modelo como en la realidad, el tendón se considera doblado sobre sí mismo, por lo que se va a modelar con un diámetro de 8mm. Las dimensiones de las paredes óseas también han sido invariables puesto que se pretende simular un extracto del túnel tibial completo, aquel en el que se quedaría fijado el tornillo interferencial entre el hueso y la plastia sustituta.

Por su parte, y dado que lo que se pretende es conocer los estados tensionales producidos por diferentes relaciones entre el diámetro del túnel tibial y el resto de elementos que forman parte de la reconstrucción (tendón y tornillo), se ha variado el diámetro del túnel tibial, siendo este el parámetro geométrico que se ha postulado como clave. Las dimensiones de túnel tibial analizadas en este trabajo se recogen en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Parámetros geométricos de estudio

<i>Diámetro túnel tibial (mm)</i>	7	8	9	10
<i>Diámetro tornillo interferencial (mm)</i>	7	7	7	7
<i>Diámetro tendón (mm)</i>	8	8	8	8

### 5.3 Materiales

La Tabla 5.2. recoge los modelos constitutivos utilizados en la descripción mecánica de los distintos materiales, y que ya han sido descritos en el capítulo 4.

Tabla 5.2. Resumen de los modelos constitutivos adoptados

Material	Comportamiento	Modelo constitutivo
<i>Tendón</i>	Hiperelástico y anisótropo	UMAT uanisohyper_inv (Calvo et al., 2007; Peña et al., 2007)
<i>Hueso trabecular</i>	Elasto-plástico y anisótropo	Crushable Foam Volumetric hardening, Hill, Von Mises
<i>Hueso cortical</i>	Elasto-plástico e anisótropo	Cuerpo rígido, condiciones de contorno
<i>Tornillo interferencial</i>	Elástico lineal	Elástico

#### Tendón

Subrutina de material uanisohyper\_inv generada a partir del modelo presentado en el capítulo 4. Se llama a la subrutina para definir este material con los parámetros obtenidos experimentalmente y que se muestran en la Tabla 5.3.

Se debe definir la orientación del material para que la dirección de las fibras coincida con el eje longitudinal del tendón.

Tabla 5.3. Constantes del modelo de material obtenidas para los tendones porcinos

$C10$	$Rk1$	$Rk2$	$Rk3$	$Rk4$	$Rk5$	$I_{40}$	$I_{4ref}$	$D_{inv}$
7.98	0.374	19.24	-	-	-	1.0	1.44	0.001

#### Hueso trabecular

Como se ha comentado en el capítulo 4, se van a comparar tres modelos de material para caracterizar numéricamente el hueso trabecular: modelo de von Mises, modelo de Hill y el modelo Crushable Foam Volumetric. En la Tabla 5.4, se resumen los parámetros que es necesario introducir para cada uno de los modelos de material elegidos.

Tabla 5.4. Constantes elásticas que definen los diferentes modelos elegidos para representar al hueso trabecular

von Mises	$E$ (MPa)	$\nu$	$\sigma_Y$			
	73	0.27	2.7			
CFV	$E$ (MPa)	$\nu$	$\sigma_Y$	$K$	$K_t$	
	73	0.27	2.7	1.28	0.76	
Hill	$E_L$ (MPa)	$E_T$ (MPa)	$\nu_{LT}$	$\nu_{TL}$	$\nu_T$	
	219	73	0.25	0.083	0.27	
	$R_{11}$	$R_{22}$	$R_{33}$	$R_{12}$	$R_{13}$	$R_{23}$
	1	1.5	1	1.5	1	1.5

### Hueso cortical

Como ya se ha comentado, el hueso cortical se ha sustituido por condiciones de contorno, excepto en la zona de entrada del túnel tibial en contacto con el tendón (Fig. 5.1) que ha sido modelada con un comportamiento elástico lineal, con un módulo elástico de  $E=5\text{GPa}$  y un coeficiente de Poisson de  $\nu=0.35$ .

### Tornillo interferencial

El material del tornillo es un 75% PLLA y un 25%HA. Se han utilizado los datos obtenidos con el método inverso de caracterización ( $E=3600\text{MPa}$  y  $\nu=0.3$ ). Se trata de un material que se asume como elástico lineal.

## 5.4 Tipo de elemento y mallado de las partes

El modelo completo de la zona de inserción tibial del LCA en su reconstrucción completa, posee un total de 88077 elementos de tipo CPS4, CPE4 y CPE3.

En las diferentes disposiciones geométricas de túnel tibial, se ha tenido que hacer una malla sensiblemente más fina de las paredes de hueso trabecular, a medida que el túnel tibial fuese menor, debido en gran parte a que la falta de espacio para la descompresión del tornillo deformaba los elementos de la malla de tal forma que terminaba no siendo un cálculo válido. Sin embargo, el mallado del tendón, así como del tornillo interferencial permaneció constante independientemente del modelo geométrico de estudio.

A continuación, se expone detalladamente el tipo de elementos y el mallado de cada una de las partes.

### Tendón

\*Element, type=CPS4

Se han utilizado un total de 38400 elementos con un tamaño constante de todos los elementos de  $0.025 \times 0.25\text{mm}$ . Dado que se ha trabajado en condiciones de hiperelasticidad, estos elementos han de ser elementos tipo CPS (tensión plana). Se trata de elementos continuos bilineales de tensión plana con 4 nodos.



### Hueso trabecular

\*Element, type=CPE4

El número de elementos utilizado para modelizar todo el conjunto de hueso trabecular ha sido de 28670 de un tamaño aproximado medio de 0.15x0.1 mm en la zona de contacto con el tendón y de 0.15x1.5mm en la zona más alejada de los posibles contactos.

La malla de esta parte será más fina en las zonas de contacto con el tendón o con el tornillo interferencial (según sea el hueso trabecular derecho o izquierdo, respectivamente) para permitir una mayor precisión de cálculo y mejores resultados. Para ello, se crean particiones que permitirán dividir en dos zonas el hueso trabecular, realizando un mallado progresivo que crece desde la zona de contacto hacia el exterior.

Se trata de elementos continuos bilineales de deformación plana con 4 nodos.

### Hueso cortical

\*Element, type=CPE4

El número de elementos utilizado ha sido de 1350 de un tamaño aproximado medio de 0.083x0.1 mm.

Se ha elegido el mismo tipo de elementos y formulación de deformación plana que en el caso del hueso trabecular, por ser un añadido a este en la zona inferior del hueso derecho.

Se trata de elementos continuos bilineales de deformación plana con 4 nodos.

### Tornillo interferencial

\*Element, type=CPE3

Al ser un material elástico lineal no tiene ningún tipo de restricción para elegir el tipo de elemento con el que debe ser mallado. En este caso se ha elegido trabajar en un estado de deformaciones plano. El número total de elementos en el tornillo ha sido de 19657. Se creará una malla más fina en las zonas correspondientes a los dientes del tornillo interferencial para que los contactos se lleven a cabo con mayor suavidad.

Se trata de elementos continuos bilineales de deformación plana con 3 nodos, teniendo que utilizar diversos tamaños dependiendo de la zona de mallado del mismo.

## 5.5 Condiciones de contorno y contactos

En este apartado se van a exponer las diferentes condiciones de contorno que se han impuesto para obtener un resultado de convergencia del modelo completo. Asimismo, se exponen las diferentes propiedades de interacción entre las diferentes partes en el ensamblaje total del modelo.

### 5.5.1 Condiciones de contorno

En este modelo se han tenido en cuenta diferentes situaciones a la hora de plantear la resolución del problema. En un primer momento, se creyó que la mejor solución era simular la

introducción del tornillo en el túnel tibial, tal y como se realiza en la operación de ligamento cruzado anterior. De esta forma, un modelado en tres dimensiones (y teniendo que utilizar Abaqus®Explicit) fue necesario para conseguir simular la introducción del tornillo con giro del mismo (a modo de rosca). Esta simulación resultó tremendamente complicada y con un coste computacional elevadísimo. Esta fue otra de las razones por las que se hizo necesario el paso al cálculo bidimensional.

Una vez elegida la disposición bidimensional, la única forma de introducir el tornillo era con un desplazamiento. El resultado obtenido obligó al cambio de estrategia debido en gran parte a que lo que finalmente hacía el tornillo era arrastrar material de hueso trabecular y tendón (enrollamiento) a su paso hasta la posición definitiva en el túnel tibial.

El planteamiento definitivo fue utilizar métodos de compresión y descompresión del tornillo interferencial y simular cómo afecta su posición final en el túnel tibial tanto al hueso trabecular con el que está en contacto como al tendón sustituto.

Para llevar a cabo este planteamiento del problema, se decidió restringir el movimiento del hueso trabecular para simular su natural confinamiento por el hueso cortical (dirección radial) y por más hueso trabecular y finalmente cortical en su dirección axial. El tornillo está colocado desde un principio en su posición final (fijando la posición de un punto representativo) de la reconstrucción y se elimina cualquier contacto con el resto de componentes del modelo hasta que comienza su estado de descompresión, en el cual se está simulando el contacto existente entre el tornillo interferencial y el hueso trabecular o el tendón. Es, por tanto, que el estado tensional y de desplazamientos, que se desee comprobar para verificar la bondad del modelo, debe ser posterior a la descompresión total del tornillo interferencial. El tendón por su parte está empotrado en su extremo superior, simulando su inserción femoral, y libre de condiciones en el resto de sus elementos.

### 5.5.2 Propiedades de interacción (Interaction properties Abaqus®v6.12)

Se han creado dos propiedades de interacción para los distintos contactos basándonos en estudios anteriores, en los que bien obviaban el coeficiente de fricción o bien lo consideraban muy bajo (Peña et al., 2006; Salehghaffari and Dhaher, 2014; Seral Garcia et al., 2003). Por un lado, se considera una propiedad con rozamiento, denominada *Friction*, definida con un coeficiente de rozamiento de 0.1 y con una tolerancia de 0.005. Esta propiedad se caracteriza por un comportamiento “tangencial” tipo *penalty*, que implica una penalización sobre la rigidez del contacto entre dos superficies, permitiendo cierto movimiento entre las mismas (deslizamiento elástico) cuando deberían verdaderamente estar colisionando, y un comportamiento “normal” tipo *hard contact*, es decir, utilizando el método clásico multiplicador de Lagrange para aplicar restricciones en el análisis de Abaqus® Standard. Esta propiedad será aplicada entre el tendón y el hueso (siendo el hueso la superficie maestra, el que posee mayor rigidez) y entre el hueso trabecular y el tornillo interferencial (siendo el tornillo la superficie maestra). La otra propiedad, denominada *Frictionless*, se ha creado para aplicarla al contacto entre el tornillo interferencial y el tendón (siendo el tornillo la superficie maestra), sabiendo que el rozamiento entre ambos es inferior al generado con el hueso trabecular, y se le infiere un coeficiente de rozamiento prácticamente nulo, de 0.05, con una tolerancia de 0.005, la mitad que el aplicado para los contactos entre el tornillo y el hueso trabecular.

## 5.6 Definición del problema: pasos de cálculo

La simulación del resultado de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, pasa por realizar una comprobación del estado del hueso trabecular y de la plastia sustituta una vez introducido el tornillo interferencial en el túnel tibial.

La creación del modelo completo de cálculo por elementos finitos que simula la reconstrucción total de LCA se puede desglosar en cuatro steps diferentes, teniendo que hacer variaciones de diseño y dividir estos steps en varias partes para obtener la convergencia deseada para finalizar el cálculo. Estos steps son los siguientes:

- *Compresión del tornillo interferencial*: se aplica una presión constante sobre la superficie externa del tornillo interferencial, del valor adecuado en cada caso de estudio dependiendo del túnel tibial que aplica.
- *Tensionar y apartar tendón*: este step simula la pretensión que realizan los cirujanos al tendón, una vez colocado en su inserción femoral, para poder introducir el tornillo sin que exista peligro de enrollamiento. Se aparta ligeramente el tendón contra el hueso derecho con el que está en contacto, para evitar que se quede enredado en el tornillo.
- *Descompresión del tornillo interferencial*: se descomprime el tornillo hasta devolverlo a su estado y dimensiones originales, simulando su posición final en la reconstrucción.

En algunos casos, al objeto de comprobar el grado en el que el tendón queda anclado al túnel tibial tras la intervención de reconstrucción, se simuló el efecto de una rehabilitación temprana, mediante la implementación de los siguientes steps:

- *Soltar tendón*: concluida la intervención, se deja de aplicar la carga que mantenía al tendón ligeramente pretensado durante la intervención
- *Rehabilitación*: se aplica una carga progresiva al tendón que tira del mismo hacia la inserción femoral tratando de extraerlo de la inserción tibial, en sentido contrario al que se le aplicaba la carga durante la intervención. De este modo, se simula el movimiento natural de la rodilla y se comprueba que el tendón está lo suficientemente sujeto y no se producen desplazamientos excesivos que provocarían el fallo de la intervención.

## 5.7 Resultados de interés

Dado que como en toda simulación, se están aplicando una serie de variaciones y simplificaciones tanto del proceso real de reconstrucción como de los modelos de comportamiento de los materiales implicados, resulta de utilidad fijar, de antemano, cuáles son realmente los resultados del modelo que resultan de interés en este trabajo.

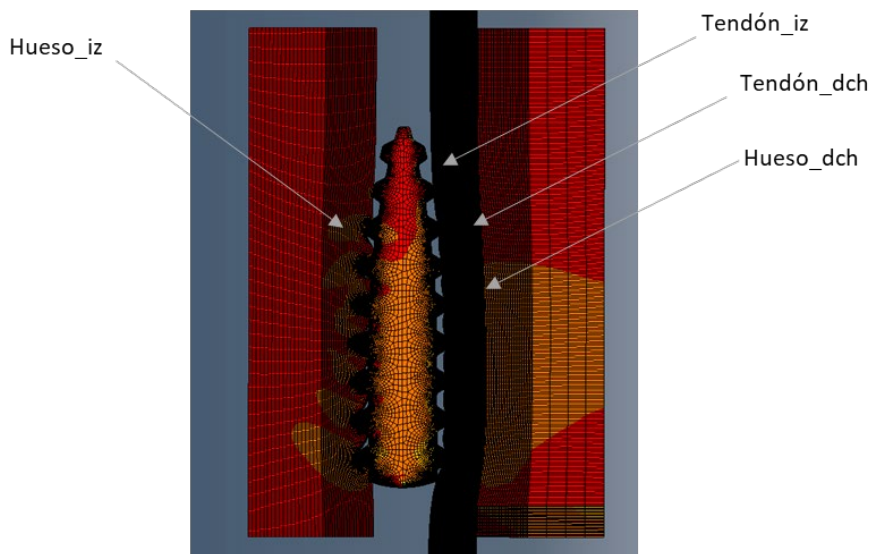
Para ello, tomaremos como referencia los resultados obtenidos con el modelo que analiza un diámetro de túnel tibial de 10mm y considerando que el hueso trabecular tiene un comportamiento elástico-perfectamente plástico e isótropo con las propiedades correspondientes a los resultados obtenidos experimentalmente en dirección transversal, que se suponen representativas de todos los ensayos realizados ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ). El hecho de tomar de partida

este modelo se basa en que se trata del modelo más sencillo y, por tanto, el que implica un menor coste computacional.

Dado que el éxito de esta reconstrucción está íntimamente ligado a la presión que el resto de elementos (tornillo y hueso trabecular) ejercen sobre el tendón sustituto, lo que nos interesa comparar es el estado de tensiones ( $\sigma_{min\_ppal}$ ), y de deformaciones ( $\epsilon_{min\_ppal}$ ) que se generan en las superficies del tendón en contacto con esos elementos, conforme cambian los parámetros utilizados en el modelo (modelo de material utilizado, parámetros constitutivos, diámetro del túnel tibial...).

No obstante, también resulta interesante analizar lo que ocurre en otras zonas de la reconstrucción especialmente solicitadas, como por ejemplo el contacto entre el hueso trabecular y el tornillo. Esta zona de la simulación será la más afectada en cuanto a deformación, pero debido más al proceso de simulación llevado a cabo (compresión y descompresión del tornillo) que a lo que sucede en la realidad (el tornillo va entrando en el túnel tibial mediante un movimiento compuesto por una translación y un giro).

Así, para analizar las diferentes zonas de interés, se han creado una serie de *paths* o trayectorias que incluyen los puntos de contacto entre los diferentes elementos. La Fig. 5.3 especifica la nomenclatura utilizada en la descripción de dichos *paths*, mientras que la Fig. 5.4 muestra gráficamente los distintos *paths* creados para el estudio.



Elemento	Designación	Definición
Hueso izquierdo	Hueso_iz	Hueso trabecular en contacto con tornillo interferencial
Hueso derecho	Hueso_dch	Hueso trabecular en contacto con tendón
Tendón izquierdo	Tendón_iz	Zona del tendón en contacto con tornillo interferencial
Tendón derecho	Tendón_dch	Zona del tendón en contacto con hueso trabecular

Fig. 5.3. Esquema y definición de la nomenclatura utilizada en la descripción de los *paths*

En base a todo lo anterior, procedemos a analizar los resultados obtenidos en los diferentes paths para un caso que tomaremos como referencia. Concretamente, el caso correspondiente a un diámetro de túnel tibial de 10 mm, y utilizando, para el hueso trabecular, el modelo de von Mises ( $E=73$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ ).

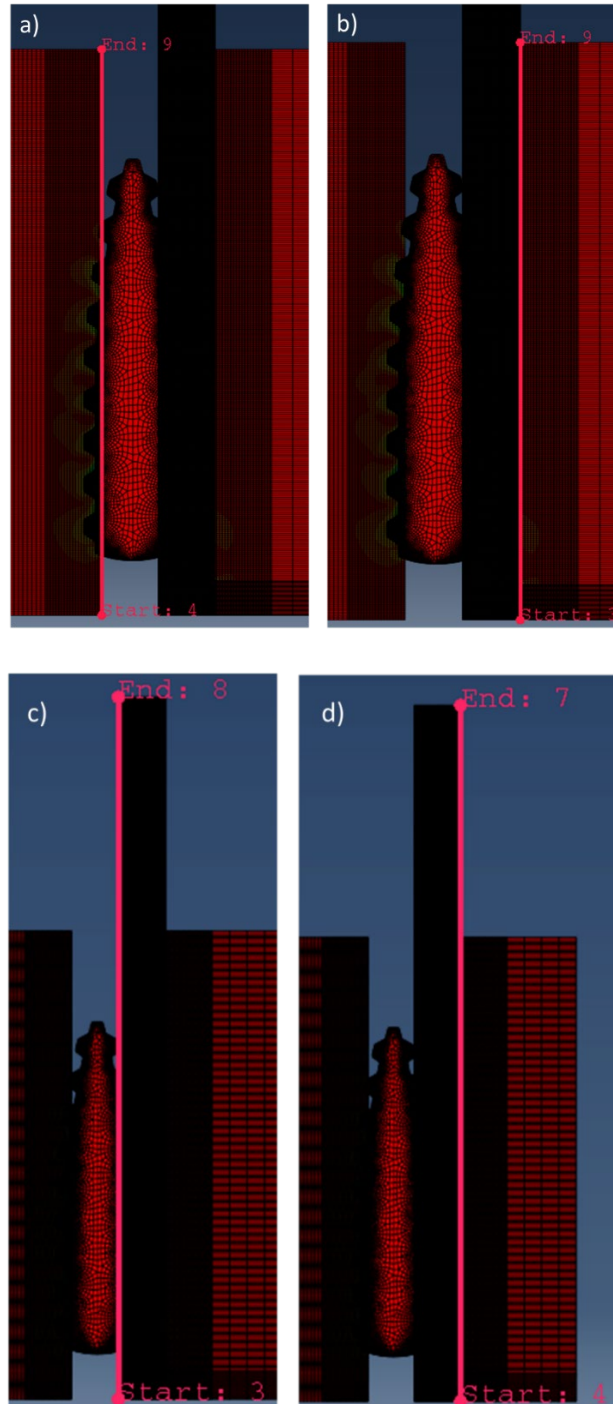


Fig. 5.4. Paths creados para la representación de tensiones y deformaciones: (a) Hueso\_iz; (b) Hueso\_dch; (c) tendón\_iz; (d) tendón\_dch

La Fig. 5.5. muestra el estado de tensión principal mínima, a modo orientativo, de los distintos elementos una vez concluido el proceso de descompresión del tornillo. Como puede apreciarse, en este caso los tres últimos dientes del tornillo (los correspondientes a la zona de menor diámetro), no llegan a entrar en contacto con el tendón o el hueso trabecular que lo rodean.

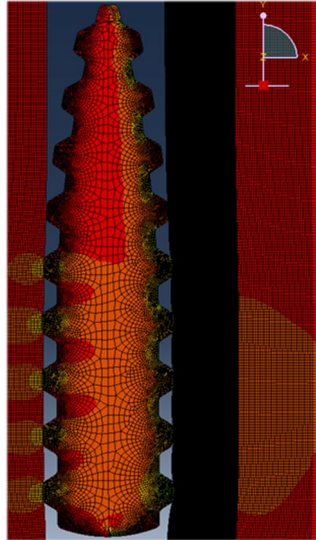


Fig. 5.5. Imagen del modelo del túnel tibial de 10 mm una vez concluido el proceso de descompresión del tornillo con el modelo de von Mises ( $E=73$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_v= 2.7\text{MPa}$ )

En primer lugar, se muestran los resultados de tensiones en la superficie del tendón en contacto con el hueso trabecular (Fig. 5.6) y en contacto con el tornillo (Fig. 5.7), dado que son esas presiones las que más interesan en este trabajo. En dichas figuras se ha representado la situación de cada punto del tendón con respecto a los paths creados en el propio tendón. Estos paths, se pueden relacionar fácilmente con la geometría del tornillo, pudiendo observar de forma intuitiva cuál es la zona afectada por los dientes del mismo (representado en la parte inferior de las figuras).

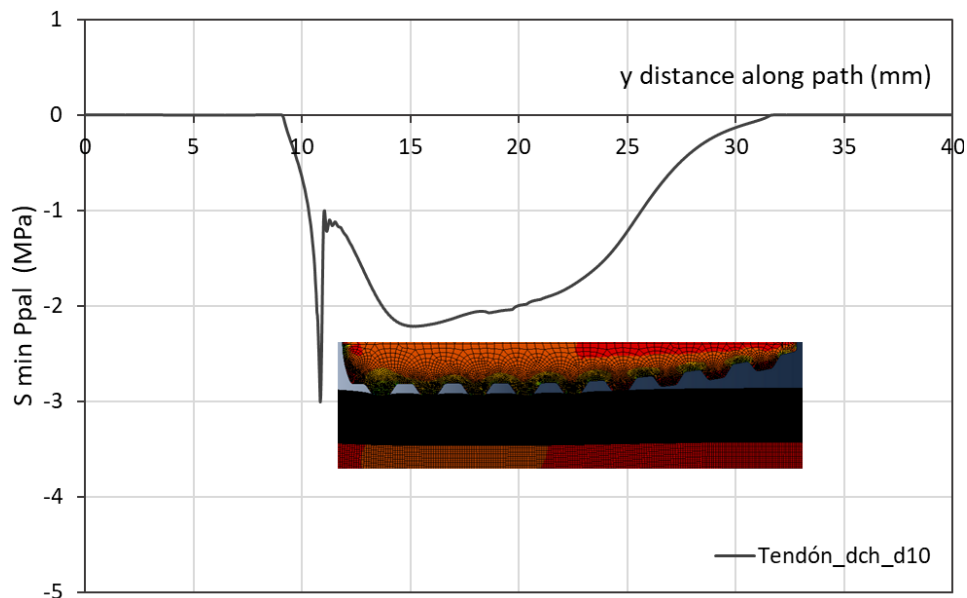


Fig. 5.6. Tensión ppal. mín. en el tendón en contacto con el hueso trabecular. Túnel de 10mm de diámetro, modelo de von Mises ( $E=73$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_v= 2.7\text{MPa}$ )

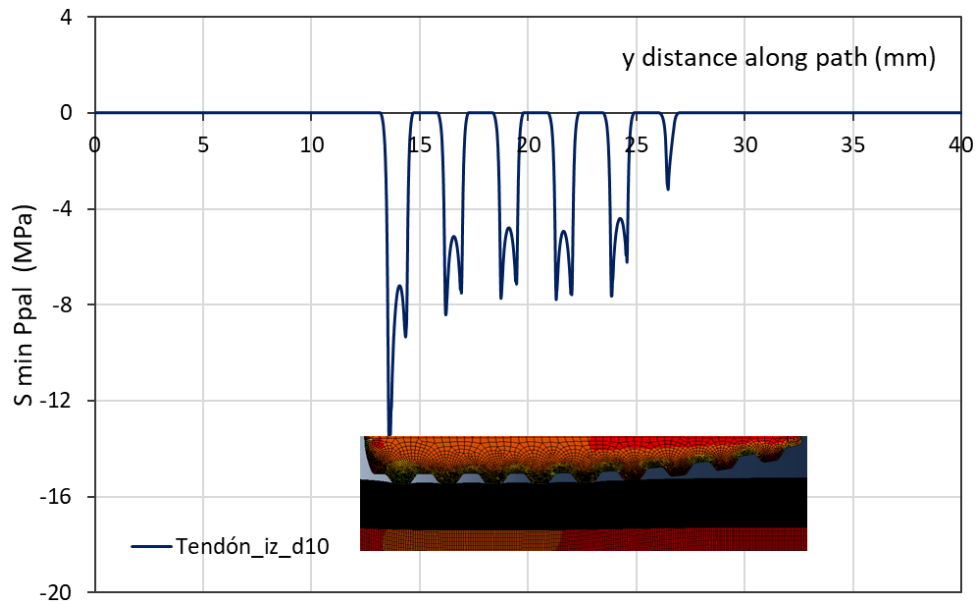


Fig. 5.7. Tensión ppal. mín. en el tendón en contacto con tornillo interferencial. Túnel de 10mm de diámetro, modelo de von Mises ( $E=73$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_Y= 2.7\text{MPa}$ )

Como puede observarse, el path que contiene la línea del tendón más cercana al hueso trabecular (Fig. 5.6), muestra, en primer lugar, la existencia de un pico de tensiones muy puntual, que tiene lugar casi al inicio del túnel, en la zona frontera entre el hueso cortical y el trabecular, zona anterior a la que coincidiría con el primer diente del tornillo. Posteriormente, y ya en una zona cuyas coordenadas longitudinales coinciden con el tornillo, el tendón queda sometido a una distribución de tensiones bastante homogénea en la zona coincidente con la vertical de los tres primeros dientes. Finalmente, la tensión cae progresivamente conforme se avanza hacia la punta del tornillo, hasta desaparecer totalmente en la zona correspondiente a los dientes que ya no están en contacto con el tendón.

En el caso del tendón en contacto con el tornillo interferencial (Fig. 5.7), solo se observan tensiones, muy puntuales, en las zonas próximas al contacto con los diferentes dientes del tornillo. En este caso concreto, las tensiones máximas de compresión se concentran en el contacto con el primer diente del tornillo (el situado en la zona de mayor diámetro del mismo), con valores que no superan los 13MPa. En las zonas correspondientes al contacto con los siguientes dientes, las tensiones van disminuyendo hasta desaparecer en las posiciones correspondientes a aquellos dientes que no llegan a entrar en contacto con el tendón, es decir, los tres dientes de la posición más elevada del tornillo (dientes 7, 8 y 9 en la Fig. 5.2).

Por su parte, cuando analizamos los resultados, tanto de tensiones como de deformaciones, en el hueso trabecular en contacto con el tendón (Fig. 5.8), se observa un perfil de tensiones (Fig. 5.8.a) muy semejante al comentado para el tendón (Fig. 5.6), sólo que ahora el pico de tensiones que se presenta al inicio del túnel tibial es mucho más elevado. Realmente, lo que se está observando en el pico, no tiene nada que ver con la reconstrucción de LCA, sino con la concentración de tensiones, derivada del step 2, que se produce al retirar hacia un lado del túnel tibial el tendón antes de proceder a la descompresión del tornillo.

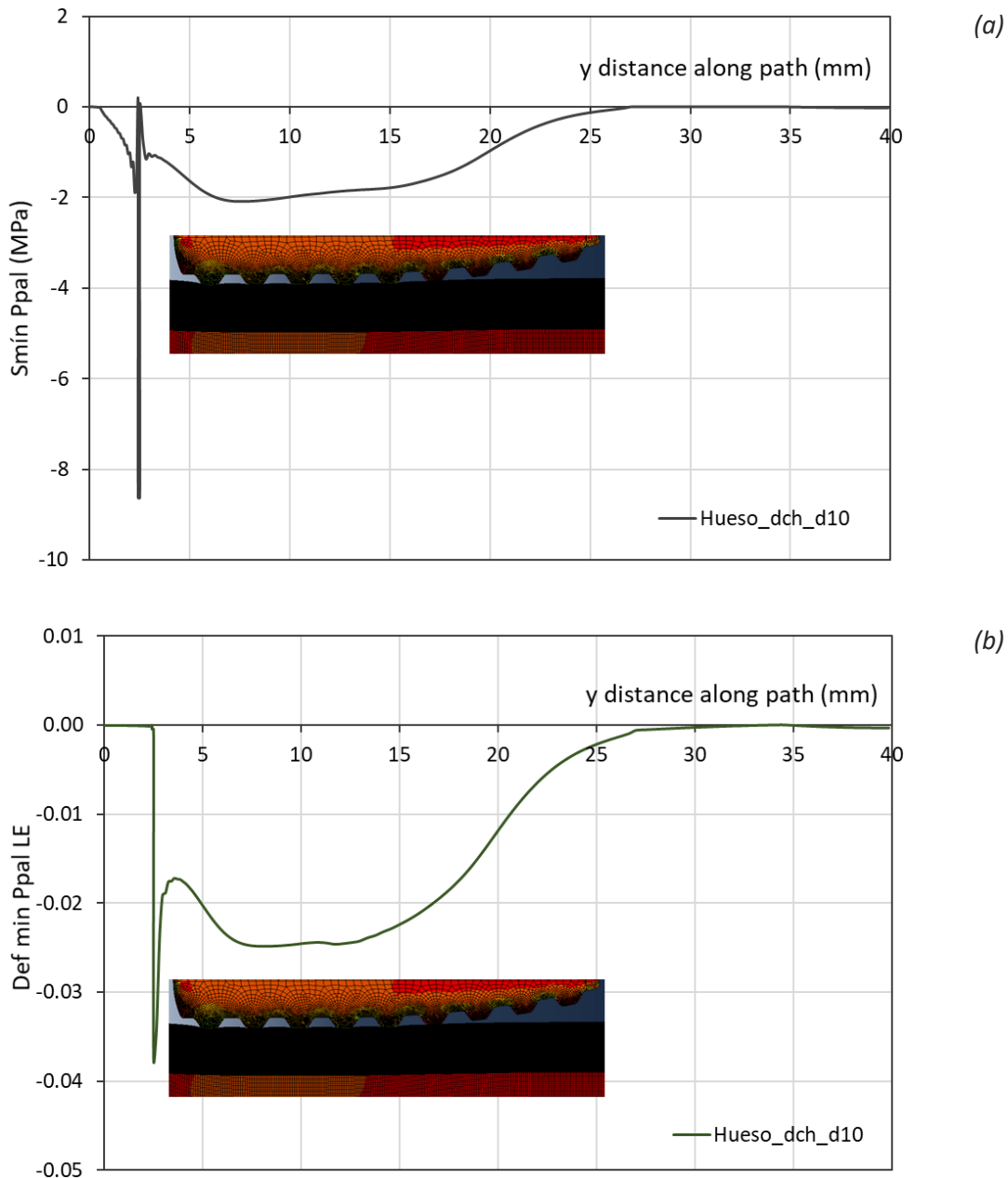


Fig. 5.8. (a) Tensión principal mínima; (b) deformación principal mínima en hueso trabecular contra el tendón. Túnel de diámetro 10mm, modelo de von Mises ( $E=73$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_y= 2.7MPa$ )

Como puede verse más detalladamente en la Fig. 5.9, este paso hace que se genere, en la zona en la que se está retirando el tendón hacia un lado, una gran concentración de tensiones que en realidad no se produce y que, de producirse (entre el tendón y el hueso cortical) se elimina en el momento en que el cirujano suelta el tendón.

Volviendo a la Fig. 5.8.a, y obviando el pico de tensiones, la máxima tensión de compresión no llega a alcanzar el límite de cedencia del hueso trabecular ( $\sigma_y=2.7$  MPa en el presente caso de estudio). Por su parte, el perfil de deformaciones (Fig. 5.8.b) es semejante al de tensiones, manteniéndose la deformación principal mínima, en todos los casos, por debajo del 2.5%.



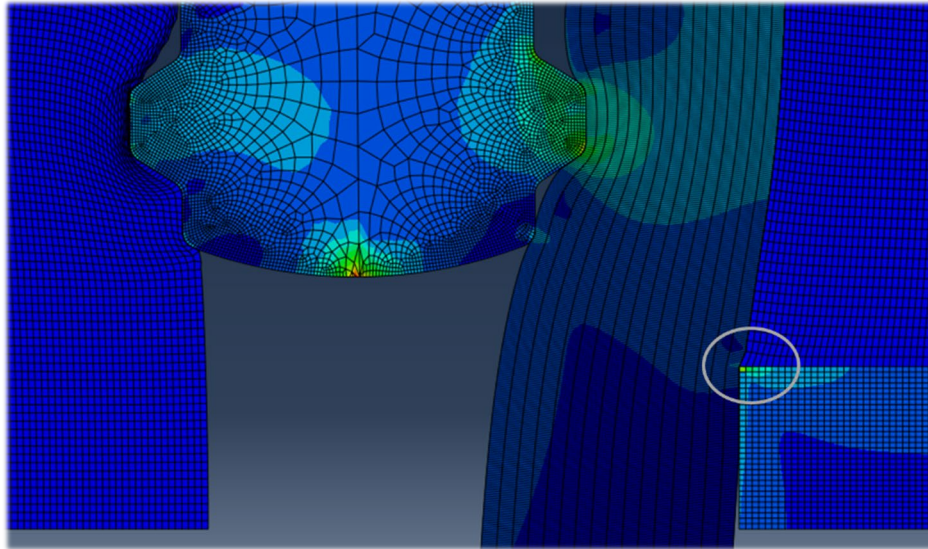


Fig. 5.9. Zona de concentración de tensiones en el contacto entre el tendón y el hueso cortical

## 5.8 Influencia del modelo constitutivo del hueso trabecular

En el capítulo anterior, se detallaron los tres modelos de material que podrían ser utilizados en la descripción del comportamiento mecánico del hueso trabecular: von Mises, Hill y CFV. Como también se señaló, ninguno de ellos resulta totalmente apropiado para caracterizar este tipo de hueso de forma completa, y, sin embargo, el coste computacional de utilizar cada uno de ellos es muy distinto. Por un lado, se sabe que se trata de un material ortótropo, por tanto, ni el modelo CFV ni el modelo de von Mises representarían fielmente el comportamiento debido a estar formulados para materiales isótropos. El modelo de Hill salvaría esta dificultad, pero no contempla el efecto de las presiones hidrostáticas a las que sabemos está sometido este material debido a su confinamiento natural por el hueso cortical. Esta última propiedad solo podría quedar definida utilizando el modelo CFV. En cuanto al coste computacional, crece bastante al pasar del modelo de von Mises al de Hill, haciéndolo exponencialmente cuando se utiliza el modelo CFV.

En este contexto, en este apartado se van a analizar los resultados obtenidos, en cuanto a las variables de interés (tensiones y deformaciones en las zonas de contacto entre tendón, tornillo y hueso), en función de la teoría constitutiva utilizada para el hueso trabecular, con el modelo geométrico tomado hasta ahora como ejemplo (túnel tibial de 10 mm) y propiedades obtenidas para cada modelo de comportamiento para el individuo de estudio (valores medios experimentales) descritas en la Tabla 5.4.

Cabe destacar que el modelo de Hill necesita una orientación de los ejes del material. Para comparar los resultados de los diferentes modelos constitutivos de hueso trabecular, se decidió que el eje longitudinal del hueso trabecular fuese paralelo al eje longitudinal del tornillo. Esta decisión se tomó por varias razones: por un lado, el modelo está siendo dibujado en dos dimensiones, por tanto, no es posible conseguir representar el ángulo real que forma el túnel tibial con el eje natural del hueso, puesto que este ángulo se realiza en función de dos planos diferentes (el sagital y el coronal). Se sabe que el ligamento cruzado anterior forma un determinado ángulo con la tibia (Burkart et al., 2001; Huang et al., 2014; Marchant et al., 2010; Takazawa et al., 2015). Este ángulo afecta tanto al plano sagital como al plano coronal siendo respectivamente de entre  $40^\circ$  y  $55^\circ$ , para el plano sagital y, de aproximadamente  $60^\circ$  -  $80^\circ$ , para el plano coronal (Peña et al., 2006).

Por otro lado, el ángulo de inserción del tornillo interferencial, va a depender un poco de la anatomía de cada paciente.

En la Fig. 5.10 se representa el ángulo que forma el LCA y por ende, el ángulo de inserción del tornillo interferencial respecto al plano coronal. Dado que este ángulo puede variar entre  $60^\circ$  (línea verde) y  $80^\circ$  (línea azul), siendo posible una inserción de  $70^\circ$  (línea amarilla) respecto al plano coronal, se decide simplificar los cálculos de tal forma que, permaneciendo tendón y tornillo en el mismo plano y con ejes longitudinales paralelos, simular que la inserción se está haciendo a  $90^\circ$  respecto al plano coronal, es decir, las direcciones del material del hueso trabecular coinciden con las del tornillo.

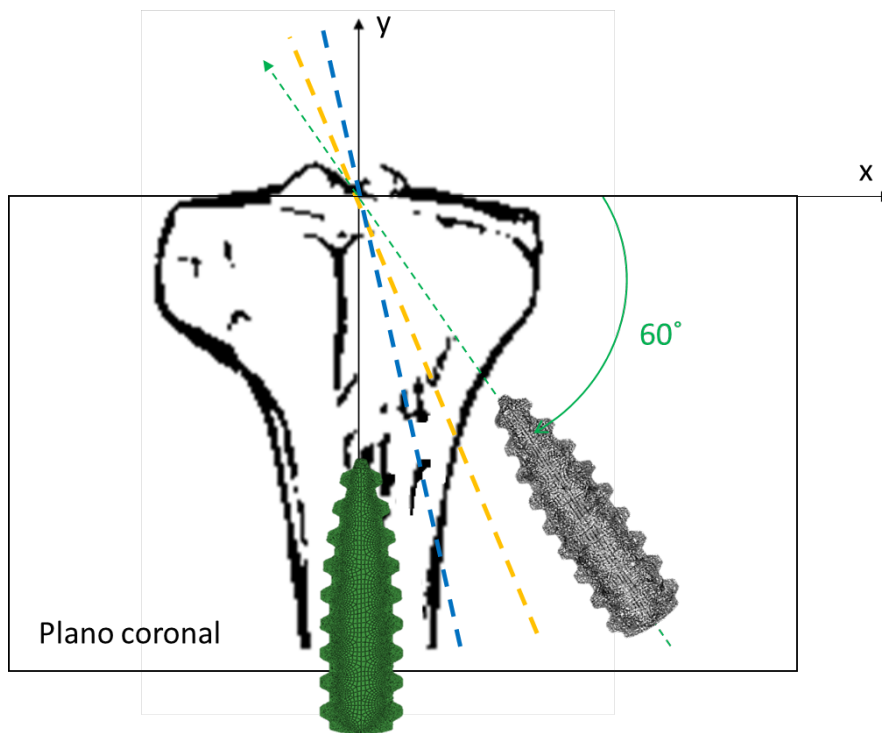


Fig. 5.10. Ángulo del túnel tibial respecto al plano coronal

Así, la Fig. 5.11 recoge los perfiles de tensiones que presentan los puntos del tendón en la zona de contacto tanto con el hueso trabecular (Fig. 5.11.a) como con el tornillo interferencial (Fig. 5.11.b). Como puede observarse, los resultados obtenidos, tanto en una zona como en otra del tendón, son bastante similares, sea cual sea el modelo constitutivo utilizado para el hueso trabecular.

En la zona del tendón contra el hueso trabecular (Fig. 5.11.a), el modelo de von Mises y el CFV prácticamente coinciden en la predicción, mientras que el modelo de Hill proporciona unos valores de tensiones ligeramente superiores, si bien la diferencia apenas supera el 10%. En el caso de las tensiones en el tendón contra el tornillo (Fig. 5.11.b) los tres modelos prevén prácticamente las mismas tensiones.

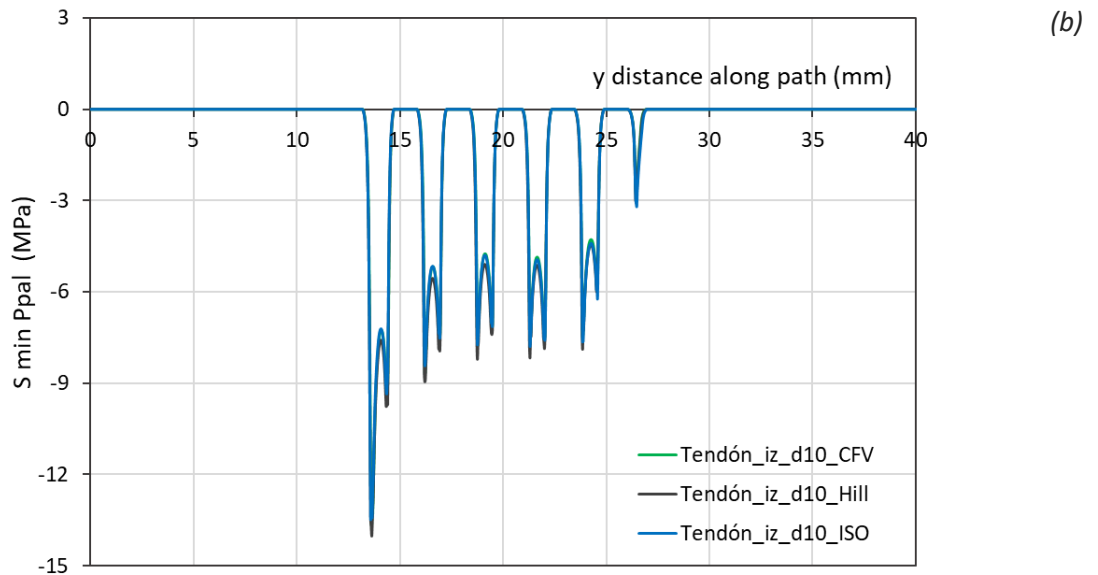
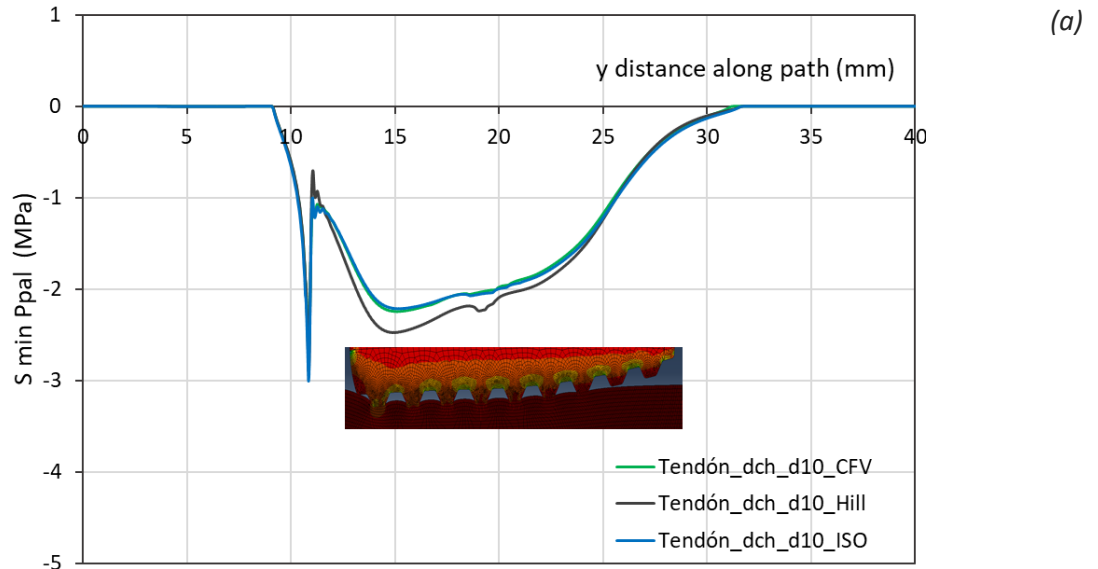


Fig. 5.11. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial

Por su parte, si observamos la zona del hueso trabecular contra el tendón (Fig. 5.12), vemos que los resultados en cuanto a tensiones (Fig. 5.12 a) son muy semejantes a los presentados en la figura anterior para el tendón, obviando el pico inicial que, como ya se indicó, nada tiene que ver con el problema analizado. En cuanto a las deformaciones (Fig. 5.12 b) los perfiles en el hueso son de nuevo semejantes, si bien es el CFV el que proporciona los valores más bajos, seguido por von Mises y finalmente Hill, que, de nuevo, predice los mayores valores de deformación.

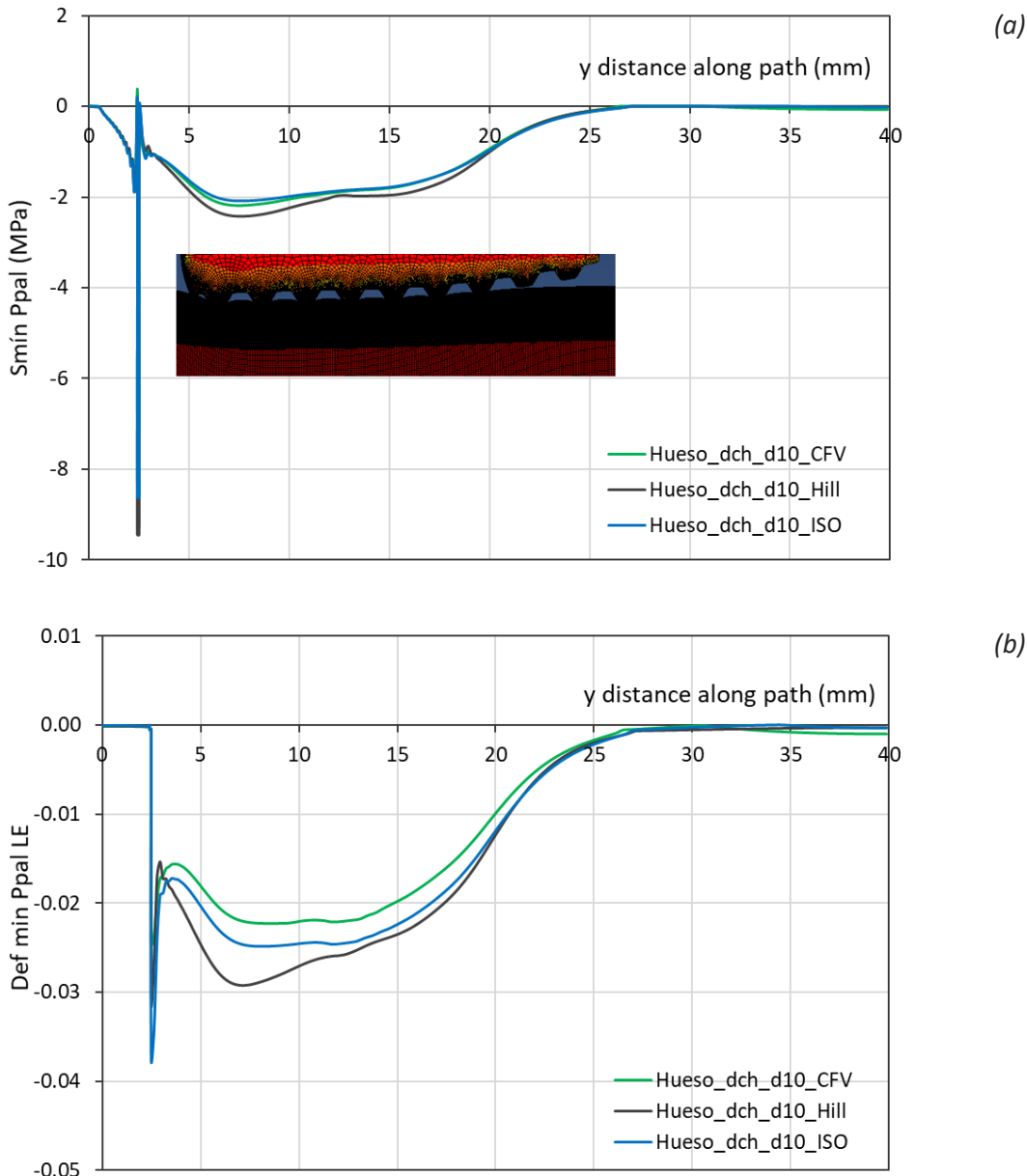


Fig. 5.12. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tendón

En función de estos resultados, y sin perder de vista que el objetivo del modelo es analizar qué configuración tendón-tornillo-hueso produciría la mayor presión radial sobre el tendón, queda claro que las diferencias entre las predicciones de los tres modelos no son suficientemente relevantes, para justificar las grandes diferencias en cuanto a coste computacional que implica el uso de unos u otros. Esto es especialmente notorio si comparamos los resultados obtenidos con CFV y von Mises, prácticamente idénticos en cuanto a predicciones tensión-deformación, pero con un coste computacional tan tremendamente diferente que deja clara la conveniencia de abandonar el modelo CFV.

Algo semejante ocurre con el modelo de Hill, que si bien predice tensiones y deformaciones ligeramente superiores al isótropo de von Mises, las diferencias no parecen justificar ni la mayor dificultad para definir el modelo, ni su mayor coste computacional. Téngase en cuenta, además,

que el modelo de Hill no estaría por el lado de la seguridad, al pronosticar mayores valores de tensión de compresión que el de von Mises para la misma geometría analizada.

Señalar, además, que estos resultados se repiten cuando el diámetro de túnel tibial analizado es otro. Así, la Fig. 5.13, recoge, comparados, los perfiles de tensión de compresión máxima en el tendón contra el hueso trabecular (Fig. 5.13.a) y contra el tornillo (Fig. 5.13.b), predichos por los tres modelos de hueso trabecular, cuando el diámetro del túnel es de 8 mm. Los resultados de tensiones y deformaciones máximas de compresión en el hueso trabecular utilizando este mismo túnel tibial y los tres modelos de comportamiento del hueso trabecular se recogen, asimismo, en la Fig. 5.14.

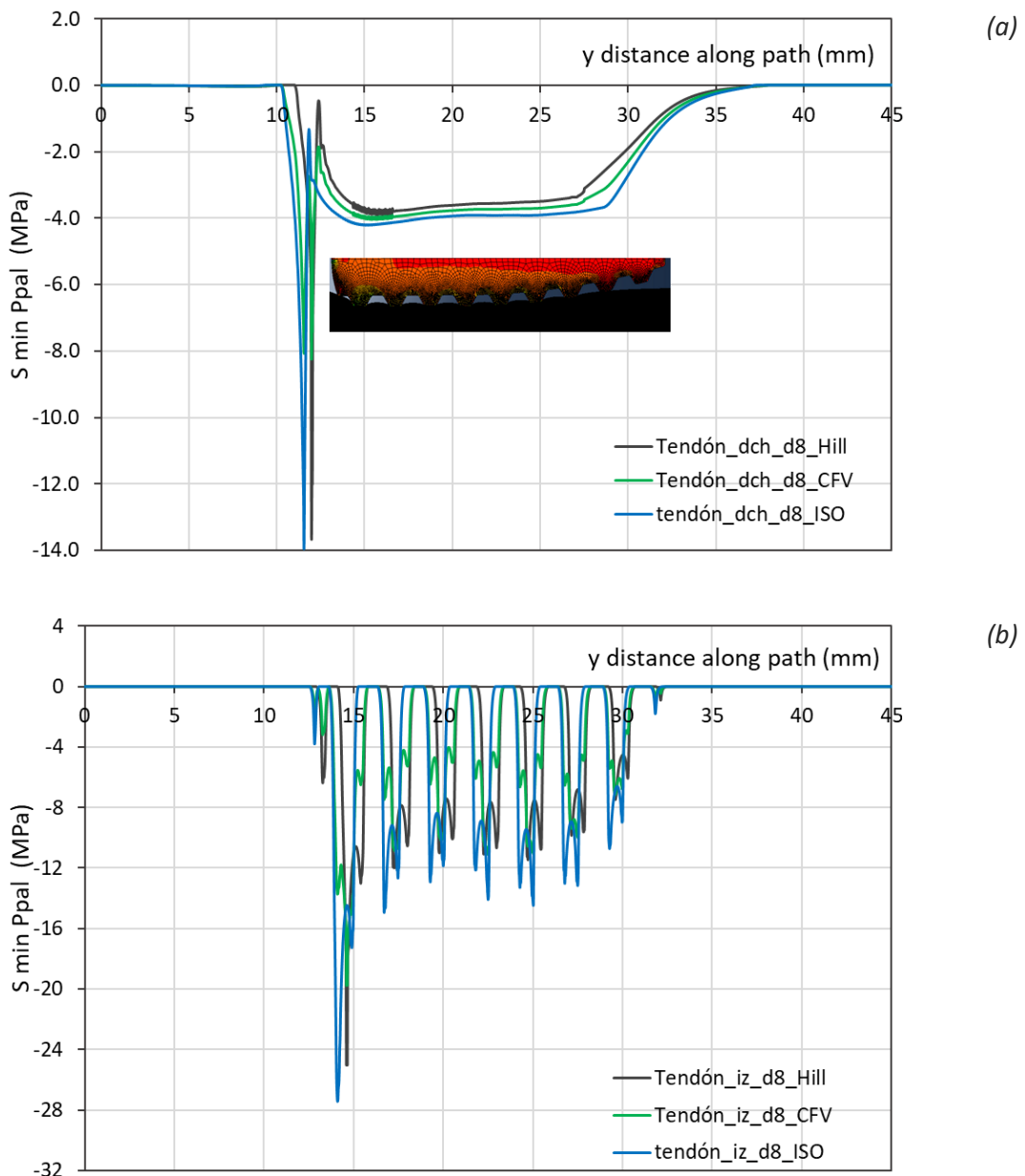


Fig. 5.13. Influencia del modelo constitutivo de hueso trabecular en la tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular, (b) contra el tornillo interferencial. Diámetro de túnel tibial de 8mm

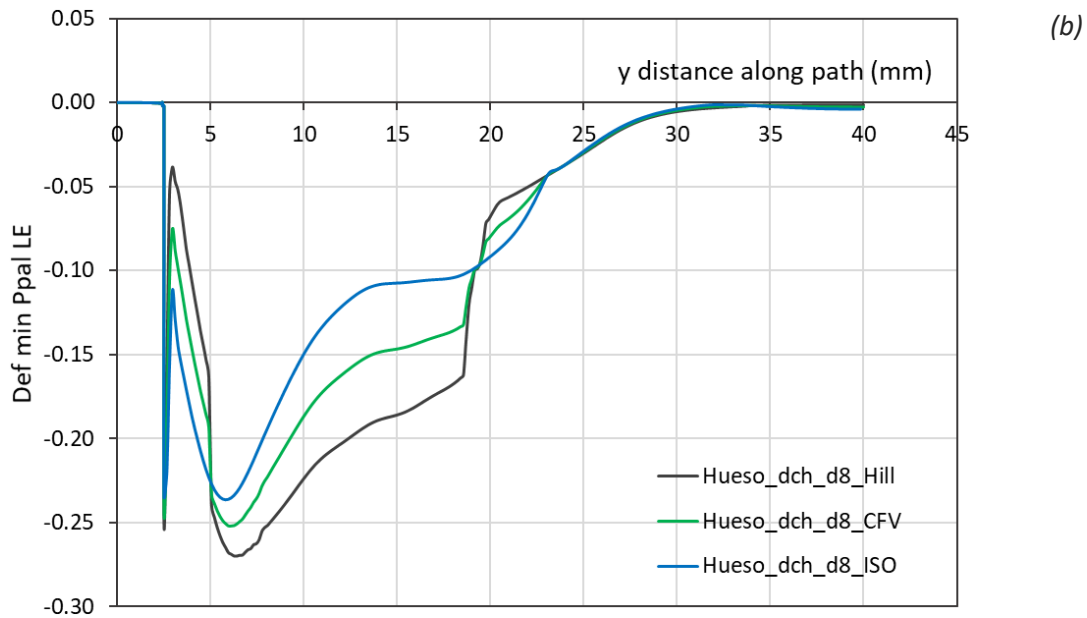
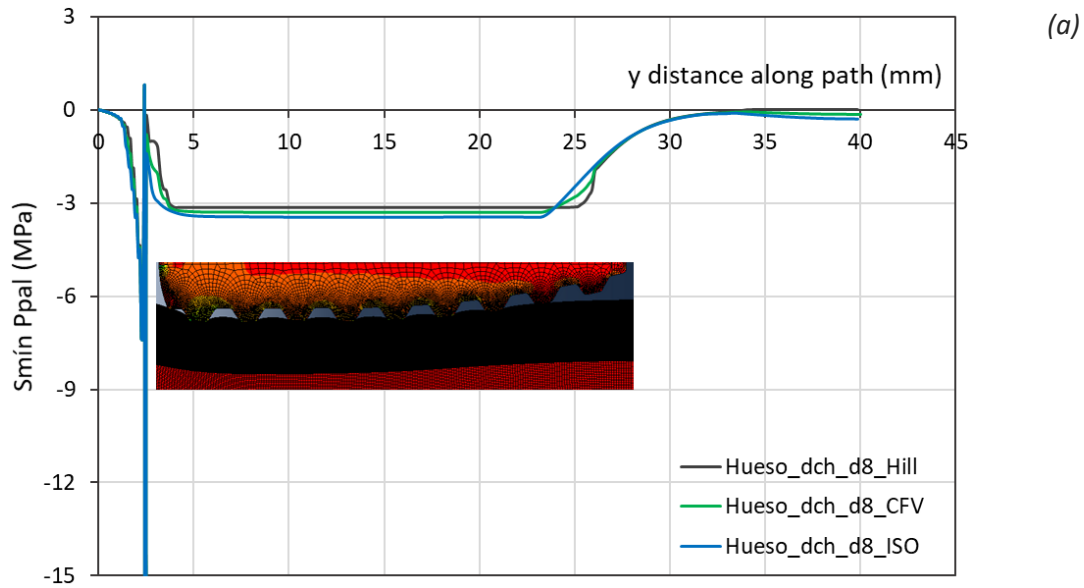


Fig. 5.14. Influencia del modelo constitutivo de hueso trabecular en: (a) tensión y (b) deformación principal mínima en el hueso trabecular en contacto con el tendón. Disposición de túnel de 8mm

Los resultados obtenidos con los tres modelos de comportamiento son, para esta geometría, tremendamente semejantes, mucho más que los correspondientes al túnel de 10mm, habiéndose, sin embargo, complicado los cálculos mucho más ahora que en aquel caso, con tiempos de cálculo que se alargaron hasta 8 días.

Como puede observarse, no existe tampoco en esta disposición de túnel tibial de 8mm, grandes diferencias entre unos y otros modelos constitutivos seleccionados para el hueso trabecular. Es por este motivo que se refuerza la decisión de elegir el modelo de von Mises para realizar todos los cálculos necesarios para solventar el problema planteado en la presente tesis doctoral.

## 5.9 Resumen

Se ha construido un modelo que describe el problema de la reconstrucción LCA en dos dimensiones y que analiza la interacción entre los distintos elementos que lo constituyen, de tal forma que los contactos entre elementos se resumen en: hueso-tornillo, tornillo-tendón y tendón-hueso.

Las dimensiones geométricas de cada uno de los elementos constituyentes han permanecido invariables, salvo el diámetro de túnel tibial, único parámetro geométrico que ha variado. El tornillo interferencial se ha modelado con un diámetro de 7mm, el tendón se ha elegido de diámetro 4mm si bien se ha dispuesto en disposición doble (un total de 8mm) y en función de estas dimensiones, el diámetro de túnel tibial ha variado entre 7mm y 10mm.

Los modelos constitutivos utilizados en la descripción de cada material, así como los parámetros representativos de los mismos, han sido los descritos en el *capítulo 4*. En el caso del hueso trabecular se han utilizado los tres modelos capaces de describirlo: von Mises, Hill y CFV.

Se ha mallado el ensamblaje con un total de 88077 elementos de tipo CPS4 para el tendón con un tamaño de aproximadamente 0.025x0.25mm, CPE4 para el hueso, con un tamaño mínimo de 0.15x0.1mm y máximo de 0.15x1.5mm y CPE3 para el tornillo interferencial, con tamaño variable dependiendo de la zona de contacto, siempre inferior al tamaño de elemento mínimo del hueso trabecular.

El problema ha sido definido mediante tres steps o pasos de cálculo diferentes: compresión del tornillo ya situado en la posición que ocuparía en el túnel al final del roscado, ligero tensionado del tendón simulando su estado en una reconstrucción real, y, finalmente, la descompresión del tornillo para devolverlo a su tamaño original. En algunos casos, para poder elegir el diámetro de túnel tibial más adecuado para el paciente, se ha llevado a cabo un proceso de rehabilitación temprana, aplicando una carga progresiva al tendón en su inserción femoral en sentido contrario al que se le aplicó durante el proceso de la reconstrucción.

Se ha realizado un análisis sobre cuál de los modelos de comportamiento de hueso trabecular utilizados (von Mises, Hill y CFV) sería el más apropiado, teniendo en cuenta tanto sus predicciones como el coste computacional asociado. Para ello se han simulado las reconstrucciones correspondientes a diámetros de túnel 8mm y 10mm, y se han comparado los resultados obtenidos con cada modelo sin perder de vista el tiempo de cálculo empleado en obtenerlos. Estos resultados reflejan que la diferencia entre las predicciones de los tres modelos no es lo suficientemente relevante como para justificar las elevadas diferencias existentes en cuanto a coste computacional que implica el uso de unos u otros. En base a todo ello, se elige el modelo isótropo de von Mises como el más adecuado para llevar a cabo los análisis que se realizaran con posterioridad.

## REFERENCIAS

- Burkart, A., Debski, R.E., McMahon, P.J., Rudy, T., Fu, F.H., Musahl, V., Van Scyoc, A., Woo, S.L.Y., 2001. Precision of ACL tunnel placement using traditional and robotic techniques. *Comput. Aided Surg.* 6, 270–278. <https://doi.org/10.1002/igs.10013>
- Calvo, B., Peña, E., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 69, 2036–2057. <https://doi.org/10.1002/nme.1825>
- Huang, H. yang, Ou, Y. liang, Li, P. yue, Zhang, T., Chen, S., Shen, H. yuan, Wang, Q., Zheng, X. fei, 2014. Biomechanics of single-tunnel double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using fixation with a unique expandable interference screw. *Knee* 21, 471–476. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.10.014>
- Marchant, B.G., Noyes, F.R., Barber-Westin, S.D., Fleckenstein, C., 2010. Prevalence of nonanatomical graft placement in a series of failed anterior cruciate ligament reconstructions. *Am. J. Sports Med.* 38, 1987–1996. <https://doi.org/10.1177/0363546510372797>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Palanca, D., Doblaré, M., 2006. Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint. *Clin. Biomech.* 21, 508–516. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.013>
- Salehghaffari, S., Dhaher, Y.Y., 2014. A model of articular cruciate ligament reconstructive surgery: A validation construct and computational insights. *J. Biomech.* 47, 1609–1617. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.003>
- Scanlan, S.F., Blazek, K., Chaudhari, A.M.W., Safran, M.R., Andriacchi, T.P., 2009. Graft orientation influences the knee flexion moment during walking in patients with Anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 37, 2173–2178. <https://doi.org/10.1177/0363546509339574>
- Seral Garcia, B., Cegoñino Banzo, J., Garcia Aznar, J.M., Doblaré Castellano, M., Seral Iñigo, F., 2003. Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. *Rev. Ortop. y Traumatol.* 47, 64–72. [https://doi.org/10.1016/s1888-4415\(03\)76072-x](https://doi.org/10.1016/s1888-4415(03)76072-x)
- Stanley, C.J., Creighton, R.A., Gross, M.T., Garrett, W.E., Yu, B., 2011. Effects of a knee extension constraint brace on lower extremity movements after ACL reconstruction. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 469, 1774–1780. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1633-9>
- Takazawa, Y., Ikeda, H., Saita, Y., Ishijima, M., Nagayama, M., Kaneko, H., Kobayashi, Y., Hada, S., Sadatsuki, R., Kaneko, K., 2015. Case series: Revision anterior cruciate ligament reconstructions using patellar tendon autografts. *Knee* 22, 569–573. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.06.005>



## Capítulo 6

# Análisis numérico del efecto de distintas variables en la reconstrucción de LCA

*En este capítulo se procede a presentar la influencia de las distintas variables estudiadas a través del modelo numérico de elementos finitos. Estas variables son principalmente, la edad, que se traduce en calidad ósea y el diámetro del túnel tibial.*



## 6.1 Introducción

Una vez presentados los modelos de elementos finitos que van a utilizarse para la simulación de la reconstrucción de LCA, en este capítulo se utilizarán dichos modelos en el análisis de la influencia ejercida por variables tan importantes como el diámetro del túnel tibial, la edad del paciente o el ángulo de entrada del tornillo sobre el resultado de dicha reconstrucción. Para ello, se llevará a cabo una comparativa en términos tanto de tensiones como de deformaciones máximas a compresión a las que tanto el tendón como el hueso trabecular se ven sometidos en función de la variable utilizada. Además, y dado que el objetivo último de la reconstrucción es fijar la plastia de manera eficiente, impidiendo que ésta se desplace a través del túnel tibial una vez concluida la operación, también se analiza, para cada caso, el desplazamiento longitudinal del tendón durante el proceso de “rehabilitación” cuando se tira del mismo en dirección femoral.

Así, en primer lugar, se analiza la influencia de utilizar diámetros de túneles tibiales de 10, 9, 8 y 7mm, diámetros que se consideran de los más usados (Eichinger et al., 2018; Kopf et al., 2010; Sauer and Lind, 2017) cuando se pretende fijar, eligiendo en todos los casos, y dado que según ciertos estudios el diámetro y longitud del tornillo no afectan a la resistencia del tendón (Kruppa et al., 2020), un tornillo de 7mm de diámetro y 25mm de longitud (Kruppa et al., 2020; Micucci et al., 2010; Yao et al., 2014) con un tendón de 8mm de diámetro y 60mm de longitud, medida en concordancia con otros estudios (Collette and Cassard, 2011). Se elige el diámetro del tendón entre los más utilizados en las reconstrucciones, considerando propuestas que concretan que un diámetro mayor de 8mm mejorará los resultados de la reconstrucción (Jurkonis et al., 2018; Spragg et al., 2016). Posteriormente, se pasa a comparar el efecto de la edad del paciente, reflejada en la calidad ósea del hueso trabecular, para cada uno de los diámetros de túnel anteriormente señalados. Por último, se presenta un estudio de la influencia del ángulo de entrada del tornillo interferencial para el caso del hueso trabecular representado por el modelo de Hill, en el que se tendrán en cuenta las propiedades del hueso trabecular en dirección longitudinal y transversal. Además de los resultados aquí presentados y discutidos, en el *Apéndice 2*, se recogen todos y cada uno de los resultados correspondientes a las diferentes simulaciones de la reconstrucción LCA realizadas.

## 6.2 Influencia del diámetro del túnel tibial

En este apartado se analiza la influencia que tiene el diámetro del túnel tibial utilizado, en el resultado de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, comparando los perfiles de tensiones y deformaciones obtenidos para cada diámetro de túnel analizado.

No obstante, no olvidemos que el propósito final de la reconstrucción es fijar la plastia de modo eficiente, asegurando que, tras la intervención, y ante una sollicitación de tracción, no se produzcan desplazamientos relativos entre los componentes lo suficientemente importantes para que la intervención sea considerada un fracaso. Por esta razón, en este apartado también se analizará, para cada diámetro de túnel analizado, los desplazamientos que sufren tanto el tendón como el tornillo cuando, una vez concluida la intervención, se somete al tendón a una carga creciente que tienda a extraerlo del túnel.

Los modelos de comportamiento utilizados en el análisis para los distintos elementos intervinientes son los descritos en el capítulo 5, habiendo utilizado el modelo de von Mises con las propiedades obtenidas experimentalmente ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_y=2.7\text{MPa}$ ) para describir el comportamiento del hueso trabecular.

### Tensiones y deformaciones tras la reconstrucción

En la Fig. 6.1 se recogen, de forma gráfica y para el caso analizado ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$ ,  $\sigma_y=2.8\text{MPa}$ ), el aspecto de los distintos elementos que intervienen en la reconstrucción de LCA, una vez concluido este proceso. Concretamente, se ha representado la configuración correspondiente a la tensión principal mínima (clave en nuestro estudio) resultante de utilizar túneles tibiales de 10mm (Fig. 6.1a), 9mm (Fig. 6.1b), 8mm (Fig. 6.1c) y 7mm (Fig. 6.1d), manteniendo constantes los parámetros geométricos del resto de componentes (tornillo y plastia).

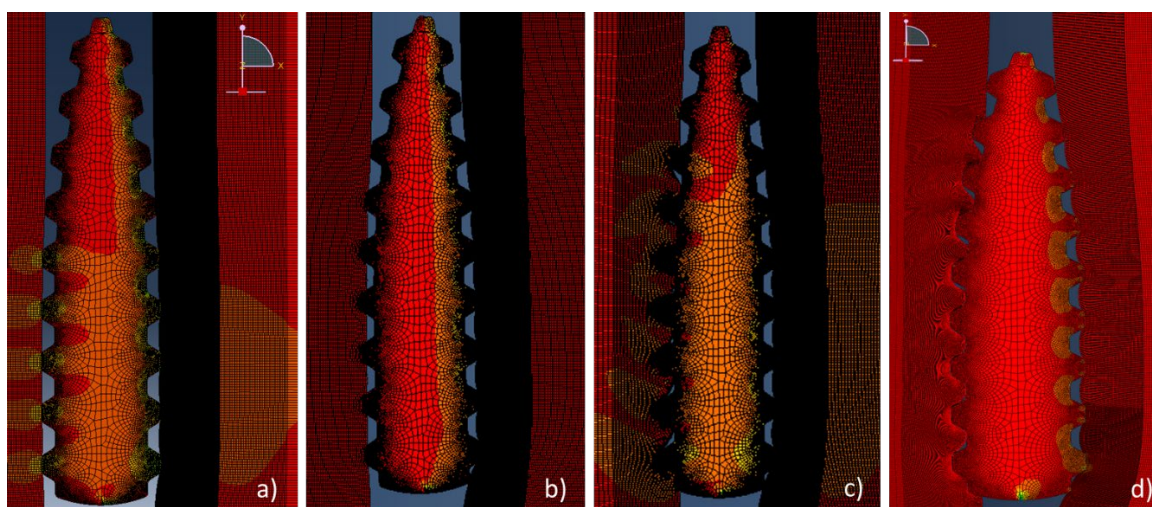


Fig. 6.1. Resultados numéricos de la reconstrucción. Disposición de túneles tibiales de: (a) 10mm; (b) 9mm; (c) 8mm; (d) 7mm

Como puede observarse, conforme disminuye el diámetro del túnel tibial, se van incrementando los puntos de contacto entre la superficie del tornillo y los elementos adyacentes (hueso trabecular a la izquierda y tendón a la derecha).

Cuando el diámetro del túnel es de 10mm, solo las cumbres de los seis primeros dientes (los correspondientes a la zona del tornillo de mayor diámetro) están en contacto con el hueso trabecular y el tendón, quedando sin contacto los tres últimos dientes. Esto se refleja en el perfil de tensiones de compresión sobre el tendón (línea negra Fig. 6.2.b), que muestra valores puntuales en las zonas correspondientes al contacto con esas cumbres, de unos 9MPa en el contacto con el primer diente, algo inferiores en los cuatro siguientes y que no llegan a 4MPa en el sexto diente. Si observamos ahora el efecto de esta configuración geométrica en el contacto entre el tendón y el hueso (línea negra en Fig. 6.2.a), este se refleja a través de una distribución de tensiones mucho más homogénea, que arranca en la zona correspondiente a la vertical del primer diente, con tensiones de unos 2MPa y, aunque con una pequeña disminución, se mantiene prácticamente constante hasta la vertical del quinto diente, para luego disminuir progresivamente hasta desaparecer a la altura del penúltimo diente.

Obviamente, esta distribución de tensiones se repite, de manera casi idéntica, en la zona del hueso en contacto con el tendón (línea negra Fig. 6.3.a). No obstante, de esta zona lo que nos interesa especialmente son las deformaciones (línea negra Fig. 6.3.b), que como se observa, muestran un perfil parecido a las tensiones pero con valores máximos (a compresión) que se mantienen por debajo de 0.02.

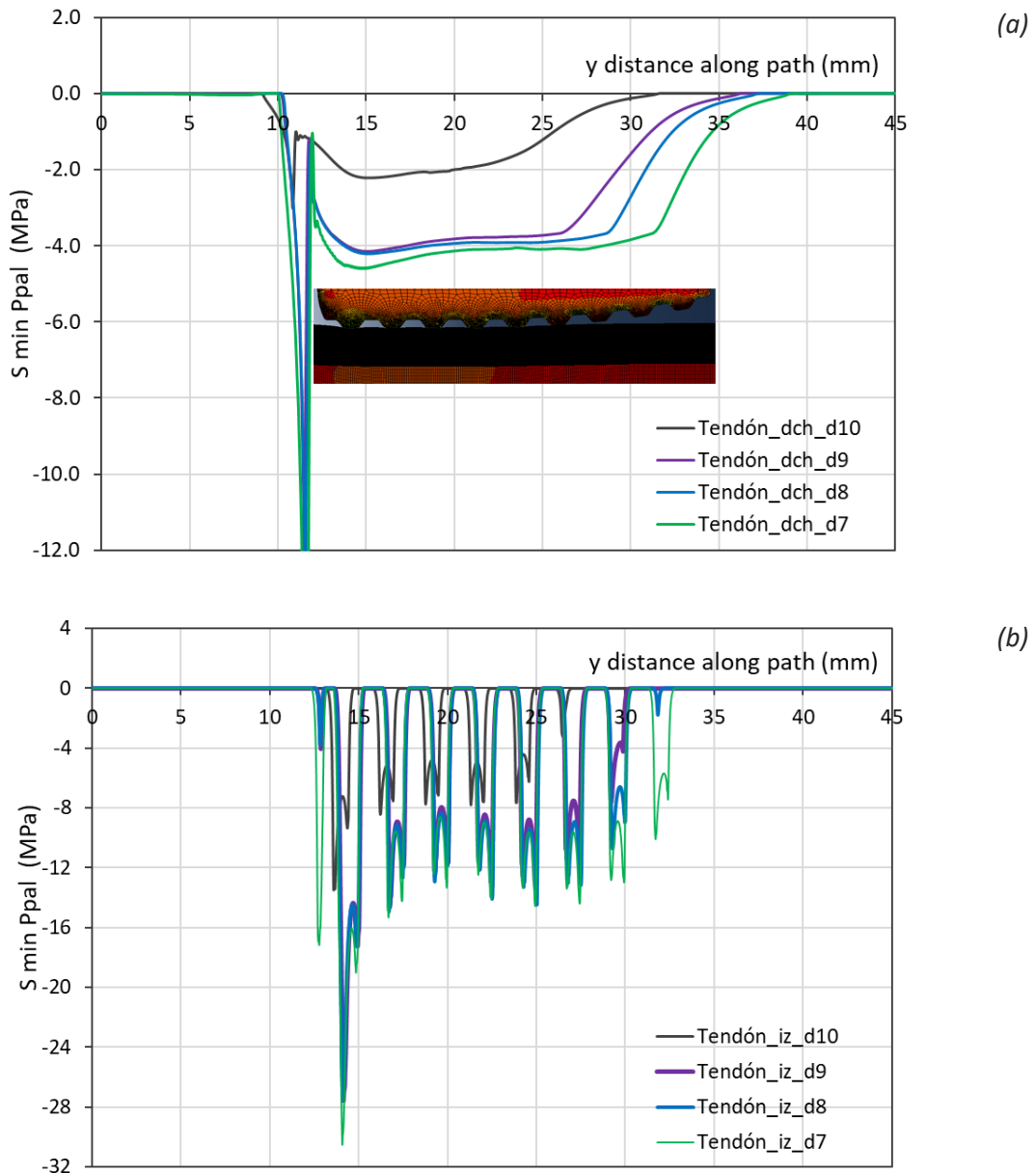


Fig. 6.2. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo

Volviendo a la Fig. 6.1, cuando el diámetro de túnel analizado es de 9mm (Fig. 6.1.b), el contacto de los dientes del tornillo con el material que lo circunda se amplía, tanto en el número de dientes en contacto (ahora solo quedan libres los dos últimos dientes), como en la superficie de contacto entre cada uno de los dientes y los materiales adyacentes.

El reflejo de esta configuración en la distribución de tensiones en el tendón contra el hueso trabecular (línea morada Fig. 6.2.a) o en el tendón contra el tornillo (línea morada Fig. 6.2.b) es el

mantenimiento del perfil, con el lógico incremento en el tamaño de la zona afectada (aumenta al incrementarse el número de dientes del tornillo en contacto) y en el nivel de tensión máxima alcanzada. Ahora, en la zona de contacto entre el tendón y el hueso trabecular (línea morada Fig. 6.3.a) se produce la plastificación de una zona del hueso trabecular de aproximadamente 15mm, correspondiente a donde los dientes del tornillo tienen un mayor contacto con el tendón. El resto de las zonas del hueso trabecular quedarán sometidas a tensiones por debajo del límite de cedencia, disminuyendo progresivamente hasta llegar a cero para los nodos del hueso trabecular situados a partir de unos 30mm de la entrada del túnel. Las deformaciones radiales en el hueso trabecular (línea morada Fig. 6.3.b), consecuentemente, también crecen, alcanzándose un máximo muy puntual de aproximadamente 0.2 en la vertical del segundo diente.

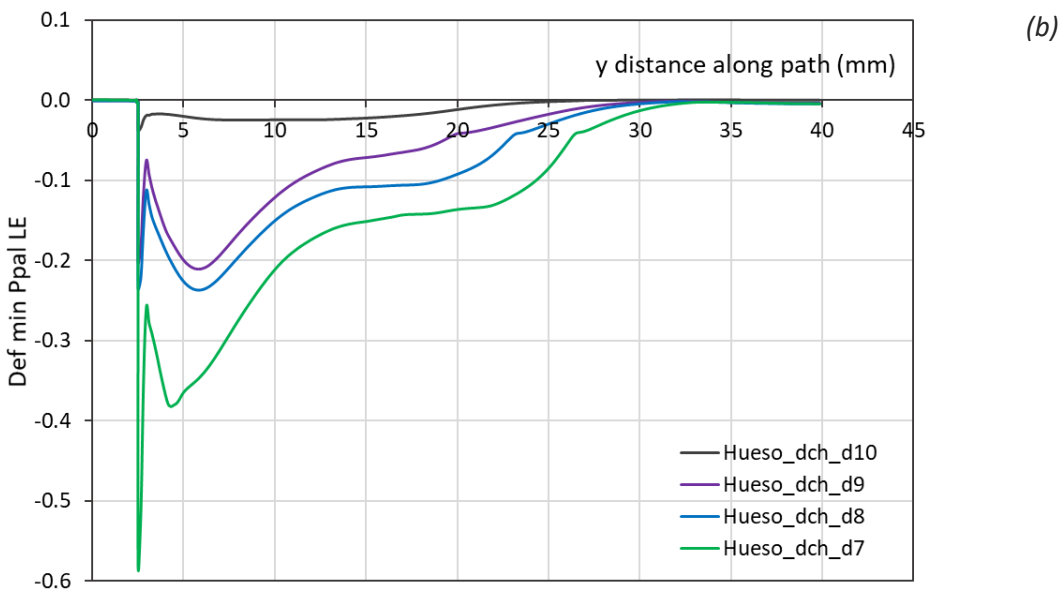
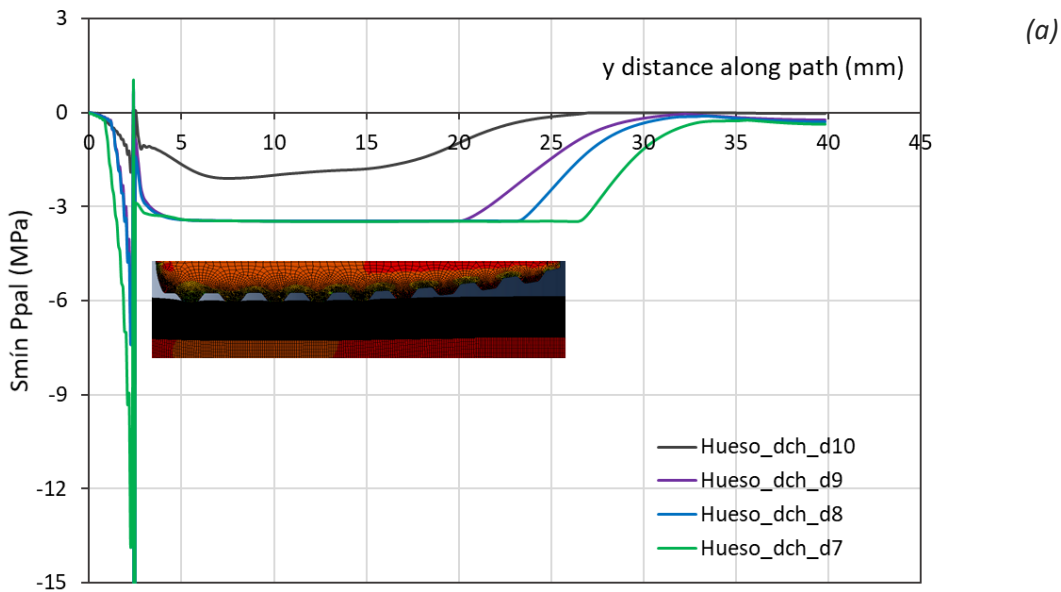


Fig. 6.3. Influencia del diámetro de túnel tibial en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión y (b) deformación principal mínima

Si analizamos ahora la configuración deformada correspondiente a un túnel tibial de 8mm de diámetro (Fig. 6.1.c), vemos un fuerte incremento de los dientes que permanecen en contacto con los elementos adyacentes, que llegan a alcanzar al penúltimo diente del tornillo en el lado del tendón, y la superficie del tornillo al completo en su contacto con el hueso trabecular. El efecto de esta configuración en las tensiones de compresión sobre el tendón (líneas azules Fig. 6.2) se refleja en una ligera subida de los picos de tensión en contacto con los dientes (Fig. 6.2.b), y además, en la zona en la que aparece el palier plástico (donde se alcanza el límite de cedencia del hueso trabecular del individuo anciano) se amplía hasta nodos situados a casi 25mm del origen (línea azul Fig. 6.3.a), relacionado con la zona en la vertical entre el primer y el sexto diente. Esto lleva aparejado, obviamente, un incremento muy importante en las deformaciones, que puntualmente alcanzan valores de cerca del 22% en la zona de la vertical del primer diente del tornillo (línea azul en Fig. 6.3.b).

Por último, cuando la configuración evaluada es la correspondiente a un túnel tibial de 7mm de diámetro (Fig. 6.1.d), se observa que el contacto entre el tornillo y el material adyacente resulta completo, quedando todos los dientes del tornillo presionados por el hueso trabecular y el tendón. El resultado vuelve a ser un ligero incremento de las tensiones entre el tendón y el tornillo (línea verde en Fig. 6.2.b) que ahora alcanza también al último diente. Se incrementan, asimismo, si bien ligeramente, las tensiones de compresión en el tendón contra el hueso trabecular (línea verde, Fig. 6.2.a), llegando a valores de tensión de casi 4.5MPa. En el caso del hueso trabecular, el tamaño de la zona que alcanza el límite de cedencia del material (línea verde, Fig. 6.3.a) es ya de casi 28mm, mientras que las deformaciones (línea verde, Fig. 6.3.b) puntualmente toman un valor del 38% en la zona de los primeros dientes en contacto, para posteriormente, disminuir progresivamente hasta cero, una vez sobrepasada ligeramente la zona de contacto del último diente.

Con los resultados hasta aquí evaluados, está claro que conforme disminuye el diámetro del túnel tibial, mayores serán los niveles de tensión de compresión sobre el tendón, cosa que a todas luces interesa. No obstante, conforme crecen las tensiones, también lo hacen las deformaciones, siendo además este crecimiento mucho más notable. Este aspecto es especialmente notable cuando se pasa de un diámetro de 8 mm a uno de 7 mm. Mientras que la distribución de tensiones apenas varía (únicamente crece ligeramente en extensión la zona comprimida), el nivel de deformaciones crece de manera notable, llegando casi a duplicarse. Este nivel de deformación podría implicar un deterioro muy grande del hueso trabecular, que no se está teniendo en cuenta en los modelos, pero que podría llegar a ser contraproducente.

Así, teniendo en cuenta lo anterior, y sin perder de vista que el objetivo de toda reconstrucción es fijar la plastia lo suficiente, como para garantizar que no haya deslizamiento del tendón dentro del túnel, parece más apropiado seleccionar como idóneo, el diámetro de túnel que consiga fijar el tendón lo suficiente para que no deslice, con los menores valores de deformación de hueso trabecular asociados. Es decir, se considerará idóneo el túnel de mayor diámetro en el que el tendón no deslice.

Para ello, se procede a añadir al modelo inicial los steps denominados como “rehabilitación”, ya comentados en el capítulo 5. Así, concluido el proceso de descompresión del tornillo (final de la intervención), se tira del tendón en dirección axial, pero en sentido femoral, simulando, de este modo, el movimiento de flexión de la rodilla. Para llevar a cabo esta acción se aplica un desplazamiento en la zona femoral del tendón.

Como se puede comprobar, las tensiones en el tendón en contacto con el tornillo (Fig. 6.2.b) en ninguno de los casos estudiados suponen un valor superior a 30MPa (siendo este un valor meramente puntual), mientras que en el túnel óseo (Fig. 6.3) no supera, lógicamente, el límite de cedencia del hueso (en este caso de estudio, 3MPa). Estos resultados no distan de los obtenidos por autores como (Abdullah et al., 2012), que al estudiar el efecto del material del tornillo interferencial en la reconstrucción de LCA en humanos, obtuvieron valores de tensión de von Mises en el tornillo de un máximo de 40MPa mientras que en los túneles tibial y femoral no sobrepasaban los 3MPa.

### **Desplazamiento del tendón tras la reconstrucción**

La fijación, más que el injerto en sí, es la parte más débil de la reconstrucción en un periodo corto tras la intervención. El deslizamiento del injerto una vez fijado en el túnel óseo es una de las preocupaciones más comunes por los cirujanos (Brand et al., 2000; Nurmi et al., 2004; Simonian et al., 1998).

Algunas investigaciones en los efectos de la relación entre el diámetro del túnel óseo y el diámetro del tornillo, sugieren que un tornillo con un diámetro 1mm menor que el diámetro del túnel, puede desembocar en deslizamiento del injerto en un elevado número de casos. Sin embargo, un diámetro de tornillo 1mm mayor que el diámetro del túnel, pueden provocar daños en el injerto (Daneshvar et al., 2017). Esta relación de diámetros está dejando fuera de la ecuación una medida muy importante, el diámetro del injerto elegido. Por este motivo, se va a estudiar el deslizamiento del tendón de 8mm de diámetro en el túnel tibial con las disposiciones de diámetro de túnel anteriormente comentadas y, además, con un diámetro de tornillo invariable (7mm).

Para llevar a cabo este análisis, se comienza evaluando el mayor diámetro de túnel tibial (10mm) y, en caso de que el tendón no quede fijado, se irá disminuyendo el diámetro del mismo hasta llegar a aquel que consiga eliminar el deslizamiento del tendón. Es importante tener en cuenta que la carga aplicada para comprobar si la fijación resulta exitosa será inferior a las utilizadas en otros estudios (Naghbi et al., 2020; Wang et al., 2015), cuando lo que se pretende comprobar es la carga máxima que soportan los injertos al aplicar una carga constante en el cuádriceps o en una zona de la tibia anterior, tiempo después de la intervención, es decir, tras verificar que los pacientes ha superado una rehabilitación que devuelve su rodilla a un estado funcional. Esta comprobación se suele realizar llevando a cabo una simulación de la flexión de la rodilla en diferentes ángulos (entre 30° y 90°) llegando a soportar el injerto cargas de hasta 160N (Salehghaffari and Dhaher, 2014; Wang et al., 2015). Esta carga última va a depender del ángulo de flexión al que ha sido fijado el injerto (0° o 30°) durante la intervención quirúrgica. Otros autores (Bowes et al., 2020; Moré et al., 2015) llevaron a cabo esta misma comprobación, en un estudio realizado con especímenes porcinos, pero esta vez, verificando la resistencia del injerto, tras una considerable rehabilitación del paciente, ante cargas cíclicas de entre 50 y 250N. Así, además de la resistencia del tendón, comprobaron la sujeción del tornillo, que tras un considerable número de ciclos (1000), experimentaba un deslizamiento de aproximadamente 3.77mm.



Basándonos en los resultados de (Wang et al., 2015), se ha implicado al tendón una carga que supone un desplazamiento del mismo de 3mm en dirección femoral, lo que equivaldría a un ángulo de flexión de la rodilla de casi 30°, posición en la que, en caso de estar haciendo rehabilitación, la carga puntual sería máxima (Escamilla et al., 2012).

Para poder visualizar este efecto, en la Fig. 6.4 se presentan los desplazamientos longitudinales (U22) de algunos de los nodos del tendón en contacto con los dientes del tornillo durante el proceso de carga. Como puede observarse, en el caso del túnel analizado (10mm de diámetro), bajo la acción impuesta, todos los puntos del tendón se desplazan longitudinalmente, en menor o mayor medida, desde el inicio del proceso de sollicitación. Obviamente, los puntos del tendón que menos se desplazan, son los que están en contacto con los primeros dientes, pero, aun así, el nodo que está en contacto con el primer diente sufre un desplazamiento de 1mm, lo que indica que, con este diámetro de túnel, el tendón no ha quedado lo suficientemente fijado como para poder validar la intervención.

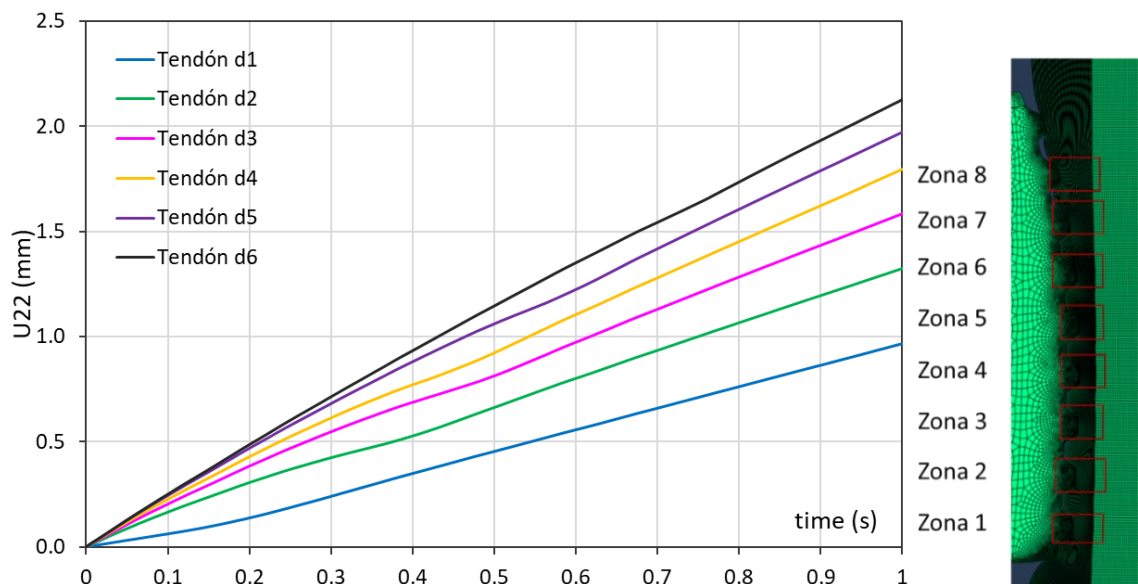


Fig. 6.4. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 10mm

Lo mismo ocurre si comprobamos el desplazamiento longitudinal (U22) en las mismas zonas pero ahora del contacto entre el tendón y el hueso trabecular (Fig. 6.5). Como puede observarse, bajo la acción impuesta, todos los puntos del tendón en contacto con el hueso trabecular se desplazan longitudinalmente desde el inicio. Además, en este caso, los desplazamientos de las zonas más alejadas del túnel femoral (zonas 1 y 2) son incluso mayores que los observados en las mismas zonas del tendón en contacto con el tornillo (Fig. 6.4), con valores de desplazamiento que superan el milímetro.

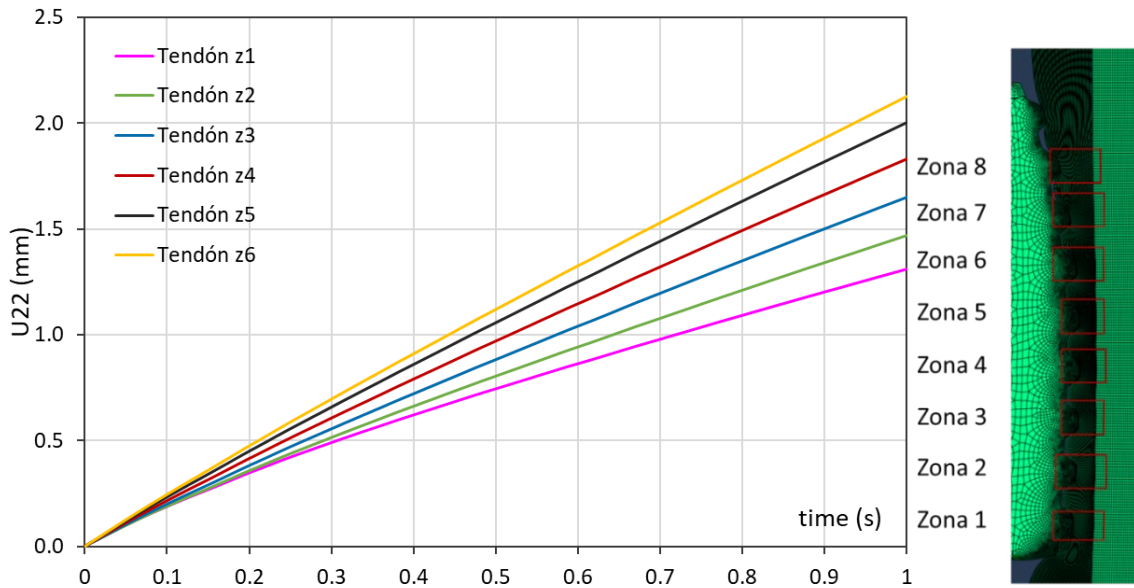


Fig. 6.5. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Disposición de túnel tibial de 10mm

Otra cuestión importante es si el tornillo se desplaza a la vez que lo hace la plastia. Por esta razón, también se obtuvieron los desplazamientos longitudinales (U22) de diferentes nodos de los dientes del tornillo en contacto con el tendón a lo largo del tiempo (Fig. 6.6). Como puede observarse en esta figura, los desplazamientos longitudinales obtenidos para los diferentes dientes, deben considerarse despreciables. Este resultado vuelve a confirmar que, con esta configuración, el tendón deslizaría con facilidad, dejando atrás al tornillo, que se mantendría, en ese preciso instante, en la posición que ocupaba inicialmente, tras el proceso de reconstrucción.

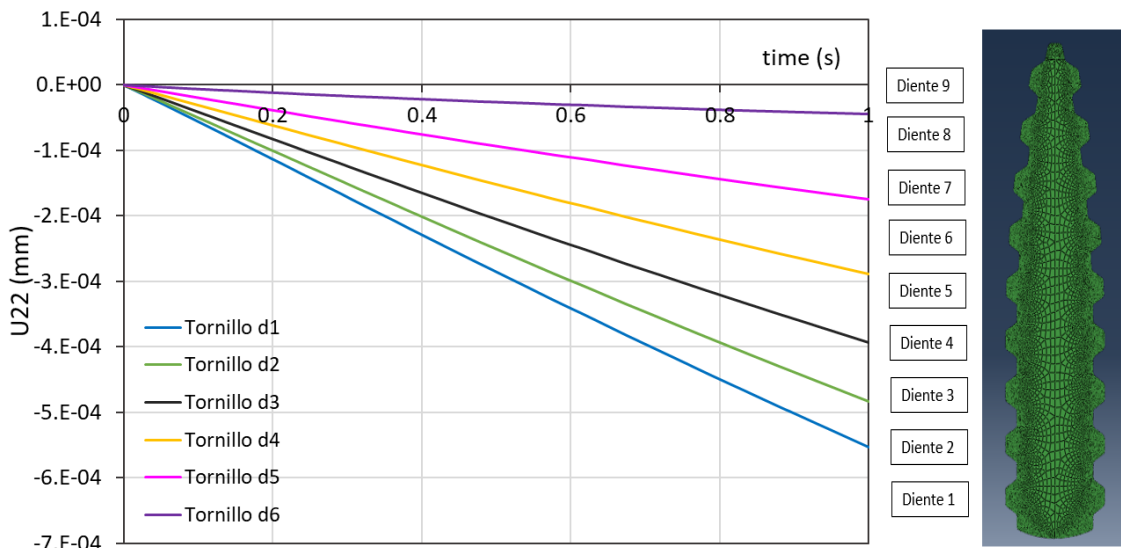


Fig. 6.6. Desplazamiento axial del tornillo en contacto con el tendón. Disposición de túnel tibial de 10mm

En vista de todo lo anterior, puede concluirse que, utilizando un diámetro de túnel tibial de 10 mm y utilizando un tornillo de 7mm diámetro (Yao et al., 2014), el tendón de 8mm de diámetro no quedaría correctamente fijado, y el proceso de reconstrucción podría ser considerado inválido. Además, cabe destacar la insistencia de algunos autores (Domnick et al., 2017; Pedowitz, 2017) en reforzar, en casos en los que el hueso esté afectado por la osteoporosis u otras dolencias, la fijación tibial mediante un sistema híbrido formado por el propio tornillo interferencial pero agregando una fijación a la tibia cortical a través de un sistema button. Por tanto, esta disposición de diámetro de túnel tibial, con otros sistemas de fijación más reforzados, podría incluso llegar a resultar exitosa.

Cabe destacar que la comprobación de deslizamiento del tornillo se suele realizar uno o dos meses después de la intervención, sometiendo a la articulación a cargas cíclicas (Moré et al., 2015). Por tanto, que exista deslizamiento del tendón en una rehabilitación tan temprana y poco agresiva, es motivo para desestimar la configuración de túnel tibial estudiada con el tendón y el tornillo seleccionados.

Parece evidente que cuanto mayor sea el diámetro del túnel, más posibilidades de fallo puede haber, entendiéndose por fallo el deslizamiento del tendón o plastia (Yoon et al., 2018). Por esta razón, se procede a realizar la misma comprobación utilizando ahora un túnel tibial de 9mm (Rozell and Sennett, 2017).

En la Fig. 6.7, se representa la variación del desplazamiento longitudinal (U22) de algunos de los nodos del tendón en contacto con el tornillo para una disposición de túnel tibial de 9mm, conforme crece la sollicitación tendente a extraer el tendón de dicho túnel en sentido femoral. A la vista de esta figura, se concluye que, aunque lógicamente los puntos del tendón más cercanos a la zona femoral se desplazan, ninguno de ellos lo hace desde el inicio de la sollicitación, exhibiendo, además, un desplazamiento máximo de tan solo 0.45mm. Por su parte, las zonas correspondientes a los primeros dientes del tornillo (zona 1 y zona 2) no llegan a exhibir ningún desplazamiento desde el inicio de la sollicitación, pudiendo considerarse que el tendón queda prácticamente fijado con esta configuración.

La Fig. 6.8, recoge los resultados de los desplazamientos longitudinales del tendón, pero esta vez en nodos situados en la zona del tendón en contacto con el hueso trabecular. En este caso, los nodos del tendón correspondientes a la zona 3 en adelante, sufren desplazamientos longitudinales desde el inicio, desplazamientos que se hacen más pronunciados conforme nos acercamos al extremo femoral del tornillo, si bien no superan los 0.5mm en la zona correspondiente al penúltimo diente. No obstante, las zonas del tendón correspondientes a los dos primeros dientes (zonas 1 y 2), no llegan a exhibir ningún desplazamiento a lo largo de todo el proceso de sollicitación.

Por último, en la Fig. 6.9, se muestran los desplazamientos sufridos por los dientes del tornillo en contacto con el tendón en ese mismo proceso. De nuevo se observa que el tornillo no se desplaza durante el proceso de carga, permaneciendo en la posición que ocupaba inicialmente, tras el proceso de reconstrucción.

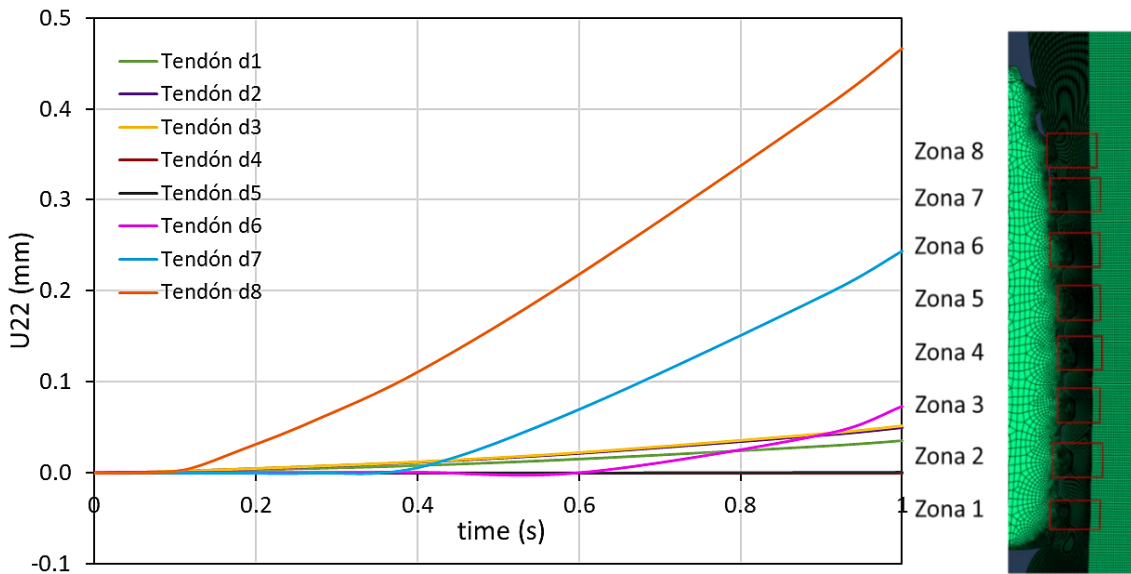


Fig. 6.7. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm

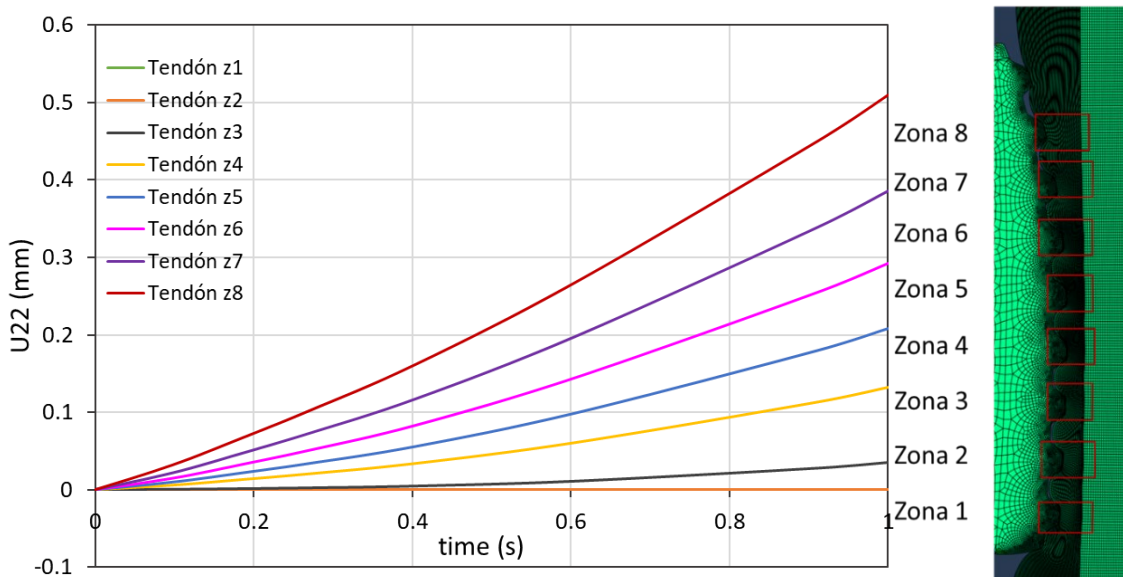


Fig. 6.8. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm

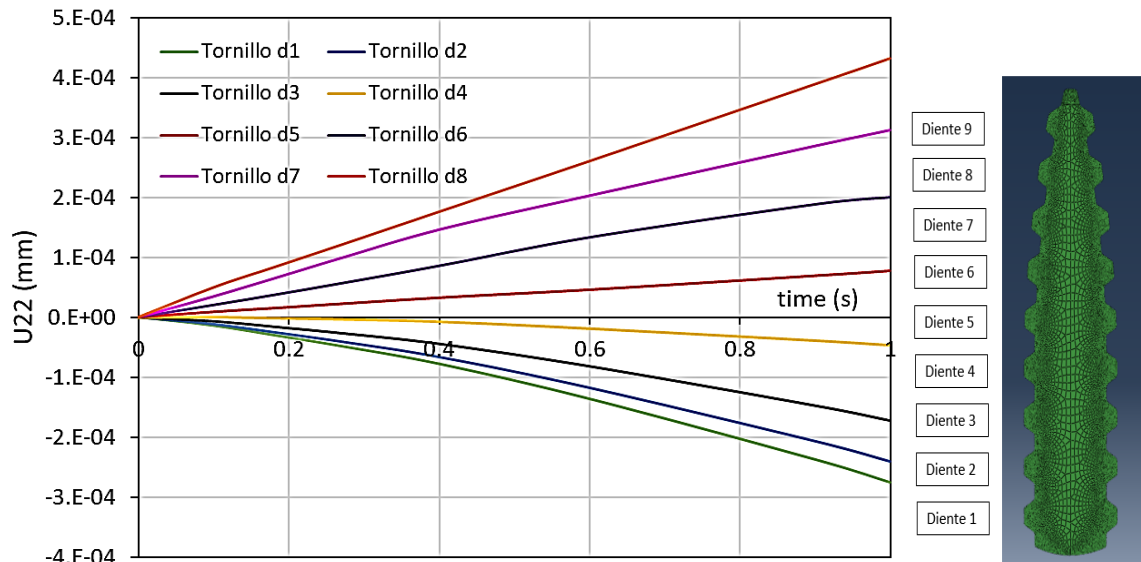


Fig. 6.9. Desplazamiento axial del tornillo en contacto con el tendón. Rehabilitación para diámetro tibial de 9mm

Tras analizar estos resultados, parece que el túnel de 9mm de diámetro sería lo suficientemente capaz de retener al tendón tras la reconstrucción de un modo suficientemente válido. No obstante, y para comprobar si utilizando un túnel de 8mm habría alguna mejora significativa, se procede a realizar las mismas comprobaciones, pero ahora con ese diámetro de túnel.

En la Fig. 6.10, se muestra la evolución del desplazamiento de los nodos del tendón en contacto con cada uno de los dientes del tornillo interferencial cuando se tiende a extraerlo en sentido femoral utilizando un diámetro de túnel tibial de 8mm. En este caso, entra en contacto con un mayor número de dientes, por tanto, a priori, se sabe que la sujeción será más elevada, lo que de hecho se constataba con una mayor longitud de zona sometida a compresión (Fig. 6.2.a). Como puede observarse, excepto en la zona 8, el resto de los nodos sufren desplazamientos mucho menores, que no alcanzan los 0.2mm en la zona 7 y que son prácticamente despreciables a partir de la zona 6.

Lo mismo ocurre cuando analizamos el desplazamiento en el tendón en contacto con el hueso trabecular (Fig. 6.11). Ahora los desplazamientos longitudinales del tendón se restringen prácticamente a las zonas más próximas al túnel femoral, quedando completamente impedido su desplazamiento longitudinal en el resto de zonas.

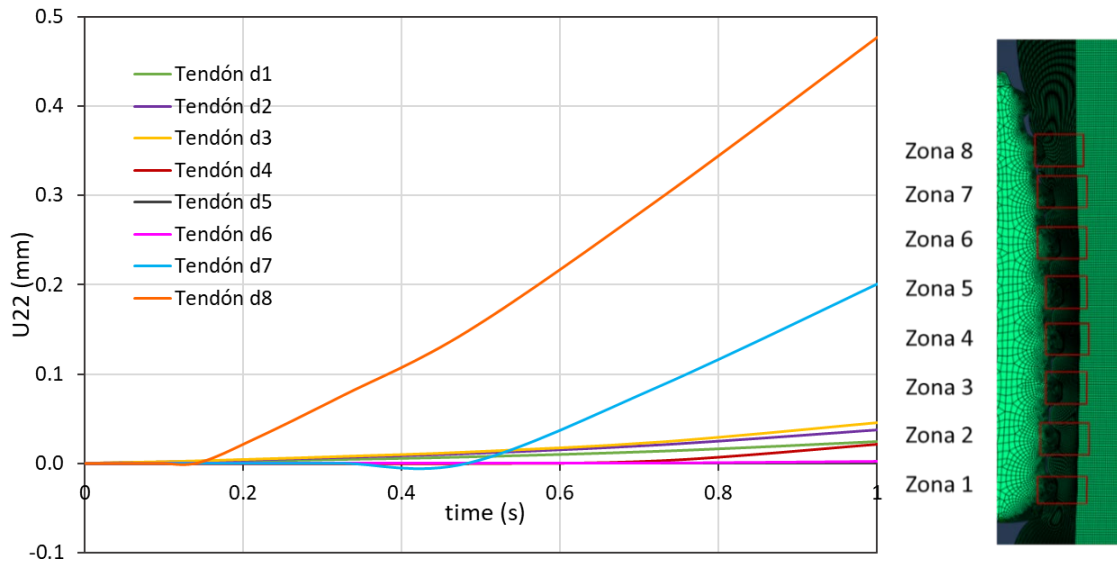


Fig. 6.10. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el tornillo. Túnel tibial del 8mm

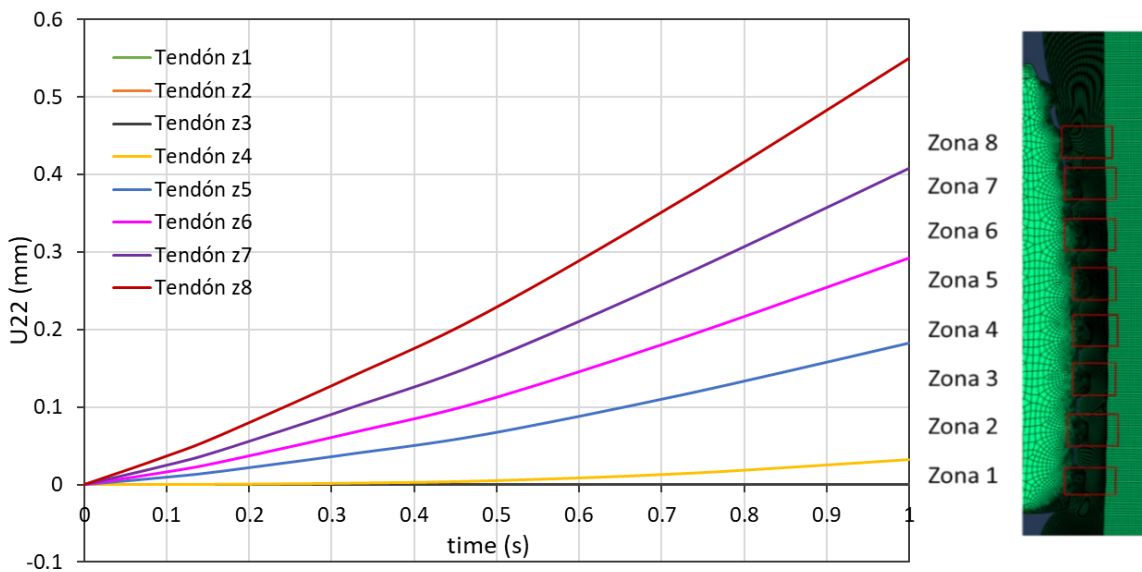


Fig. 6.11. Desplazamiento axial del tendón en contacto con el hueso trabecular. Túnel tibial 8mm

El tornillo, como en los casos anteriores, no sufre ningún desplazamiento durante todo el proceso de rehabilitación (Fig. 6.12).

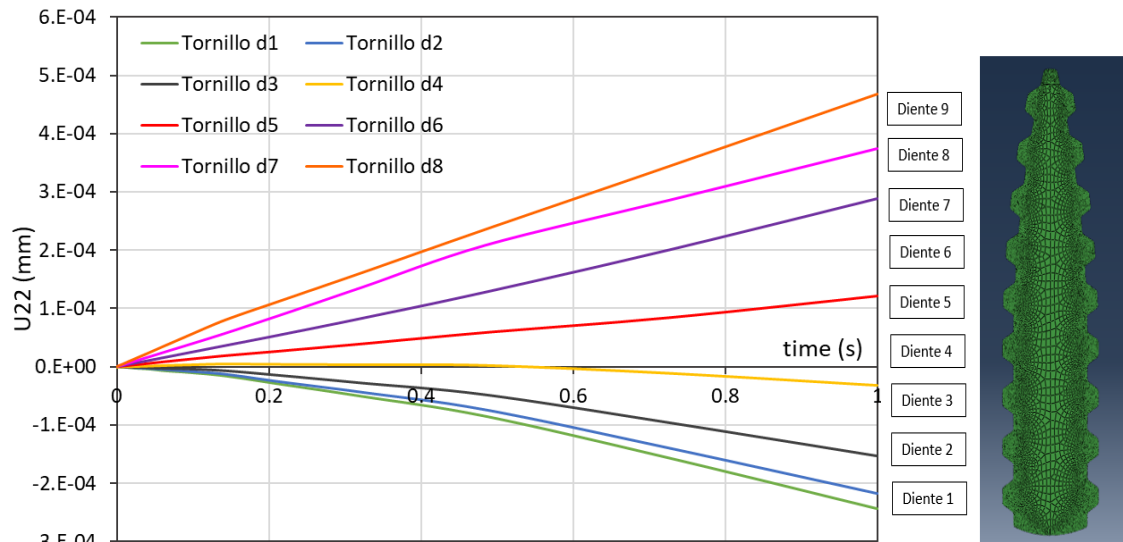


Fig. 6.12. Desplazamiento axial de los dientes del tornillo en contacto con el tendón. Túnel tibial 8mm

A la vista de los diferentes resultados hasta ahora presentados, y teniendo en cuenta que el paso de un túnel de diámetro 9mm a uno de 8mm, apenas modifica el nivel de tensiones y deformaciones en la zona de proceso (Fig. 6.2 y Fig. 6.3), pero restringe mucho más los desplazamientos longitudinales del tendón, parece razonable que se elija este diámetro como el más favorable para una reconstrucción exitosa de un tendón de 8mm utilizando el tornillo de la geometría y diámetro (7mm) aquí modelizado, coincidiendo con otros estudios, en los que el valor medio para este túnel sería precisamente 8 o 9mm (Gokce et al., 2009; Raj et al., 2018). Bajar de ese diámetro, supondría un incremento de las deformaciones en el hueso trabecular (Fig. 6.3) demasiado grande, que podría desembocar en daños localizados en el hueso que no estarían justificados por ninguna mejora en cuanto a la sujeción del tendón. Estos resultados resultan validados por las propuestas de otros autores (Harvey et al., 2005; Webb, 2001) que demuestran que la fuerza máxima a la que fallará la reconstrucción en el tendón, es proporcional al tamaño del mismo, es decir, los injertos de 7, 7.5 y 8mm de diámetro con tornillos de 7x25mm (los elegidos en este estudio), en un túnel tibial de 8mm, quedan perfectamente fijados, pero una plastia de 8mm soportará cargas más elevadas hasta su rotura. Es importante destacar que, para una mejor fijación del tendón, no solo importa el diámetro del tornillo, que afecta directamente a la presión que ejercen entre los elementos de la reconstrucción, si no que también afecta la longitud del mismo (Harvey et al., 2005), siendo un factor importante dado que será mayor la superficie de contacto entre el tornillo y sus adyacentes (tendón y hueso trabecular).

Nótese, no obstante, que todo este estudio ha sido realizado utilizando, para los distintos constituyentes, las propiedades mecánicas obtenidas experimentalmente, y en el caso del hueso trabecular, se eligió como modelo de comportamiento el isótropo de von Mises con las propiedades transversales. Veamos si estos resultados son consistentes cuando esas propiedades varían, supuestamente por efecto de la edad, entre un paciente y otro.

### 6.3 Influencia de la edad

La influencia de la edad se ha analizado variando las propiedades mecánicas del hueso trabecular para representar tres franjas de edad diferentes: joven, adulto y anciano. Las propiedades correspondientes a cada edad se han estimado extrapolando los resultados obtenidos por diversos autores para el hueso trabecular humano (Dickenson et al., 2006; Ding et al., 2000; Gupta and Dan, 2004; Hernandez, 2016; Keaveny et al., 2004, 2001) al caso del cerdo. Así, las propiedades que se utilizaron hasta ahora para representar el comportamiento isótropo y en dirección transversal del hueso trabecular porcino ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\sigma_y=2.7\cong 3\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$ ) se considerarán las correspondientes a un individuo anciano, y a partir de ellas se han estimado (de modo aproximado) las representativas de un individuo adulto y uno joven, aplicando las mismas reglas de proporcionalidad obtenidas para el caso de hueso humano. Según los resultados obtenidos por los distintos investigadores (Dickenson et al., 2006; Ding et al., 2000; Hernandez, 2016), el hueso trabecular de un individuo joven es entre un 10 y un 15% más rígido que el de un anciano pero más flexible (alrededor del 20%) que el de un adulto. En cuanto a resistencia, se considera que ésta va disminuyendo gradualmente con el paso del tiempo. En base a todo ello, la Tabla 6.1, recoge los parámetros mecánicos utilizados para representar la influencia de la edad sobre el hueso trabecular porcino. El modelo de comportamiento utilizado ha sido el de la teoría de von Mises y el coeficiente de Poisson se ha considerado contante con el paso del tiempo. Se ha supuesto que la edad no influye en el comportamiento del resto de materiales implicados en la reconstrucción.

Tabla 6.1. Propiedades mecánicas del hueso trabecular porcino representativas según la edad del individuo

Edad	$E_{\text{transv}}$ (MPa)	$\sigma_y$ (MPa)	$\nu_T$
Joven	85	5	0.27
Adulto	110	4	0.27
Anciano	73	3	0.27

Así, utilizando las propiedades descritas en la Tabla 6.1, se ha llevado a cabo, para el individuo joven y para el adulto, un análisis semejante al descrito en el apartado anterior que corresponderían al de un individuo anciano. Todos estos resultados se muestran, pormenorizadamente, en los Apéndices 3 y 4. Comentar simplemente que, como ocurría en el caso descrito en el apartado anterior (individuo anciano), conforme disminuye el diámetro del túnel tibial crecen las tensiones radiales de compresión sobre el tendón, pero también se incrementan las deformaciones en el hueso trabecular. Señalar, asimismo, que, en el caso de túnel tibial de 10mm de diámetro, las tensiones máximas de compresión no llegan a alcanzar el límite de cedencia correspondiente, y el tendón desliza durante el posterior proceso de rehabilitación, razón por la cual no se ha contemplado este diámetro en la posterior discusión de resultados.

Se presentan a continuación, para cada diámetro de túnel evaluado (7, 8 y 9mm), la distribución de tensiones y deformaciones en las zonas de interés, en función de la edad del individuo. También se analizará la influencia de la edad en la respuesta del tendón durante el proceso de rehabilitación.



### Túnel tibial de 9mm

En la Fig. 6.13 se muestra los perfiles de tensión principal mínima en la superficie del tendón contra el hueso trabecular (Fig. 6.13 a) y contra el tornillo interferencial (Fig. 6.13b) para la disposición de túnel tibial de 9mm y las tres edades de referencia (joven, adulto y anciano). Asimismo, la Fig. 6.14 muestra la distribución de tensiones (Fig. 6.14.a) y de deformaciones (Fig. 6.14.b) en el hueso trabecular en contacto con la plastia.

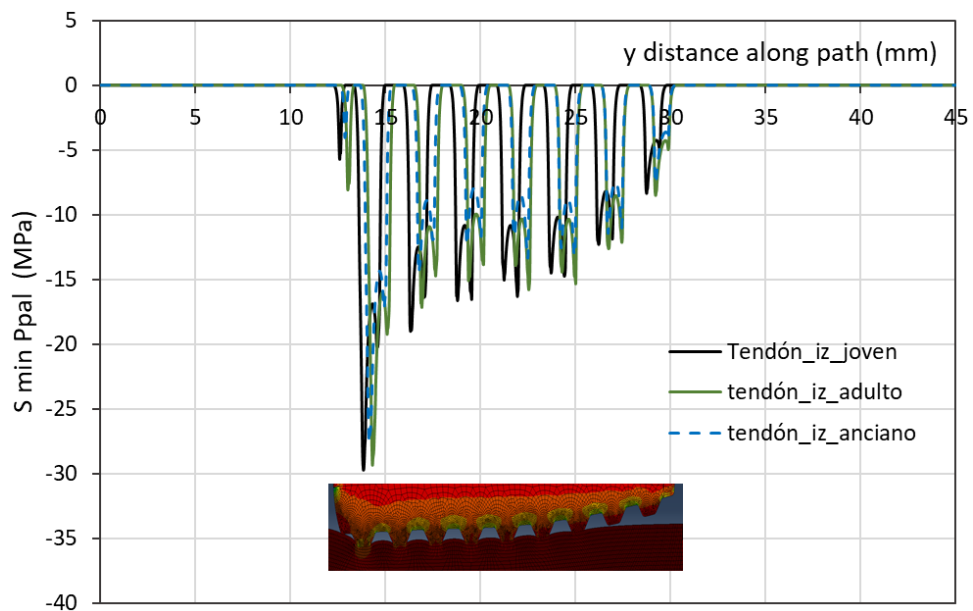
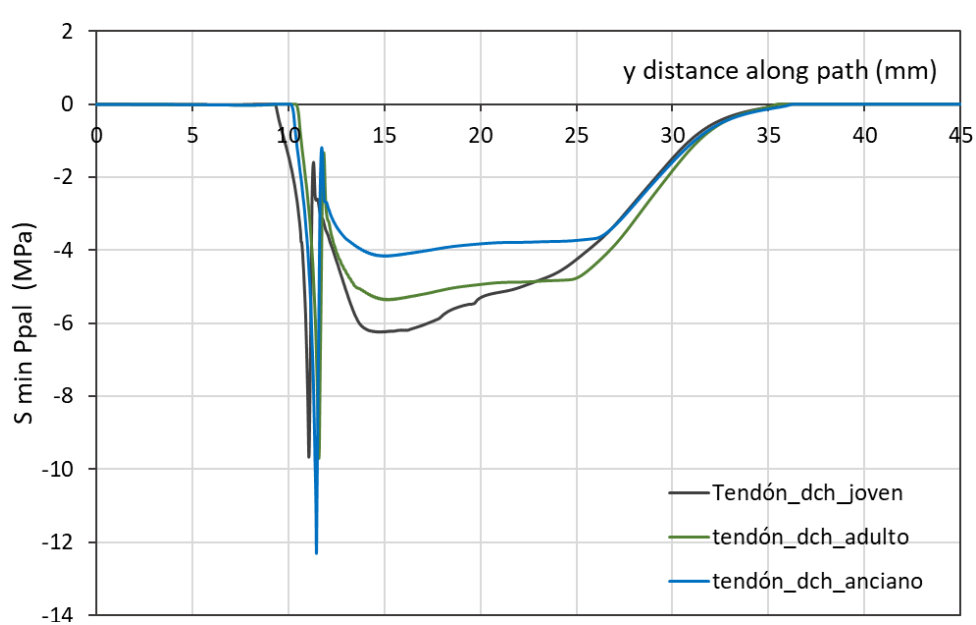


Fig. 6.13. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial 9mm

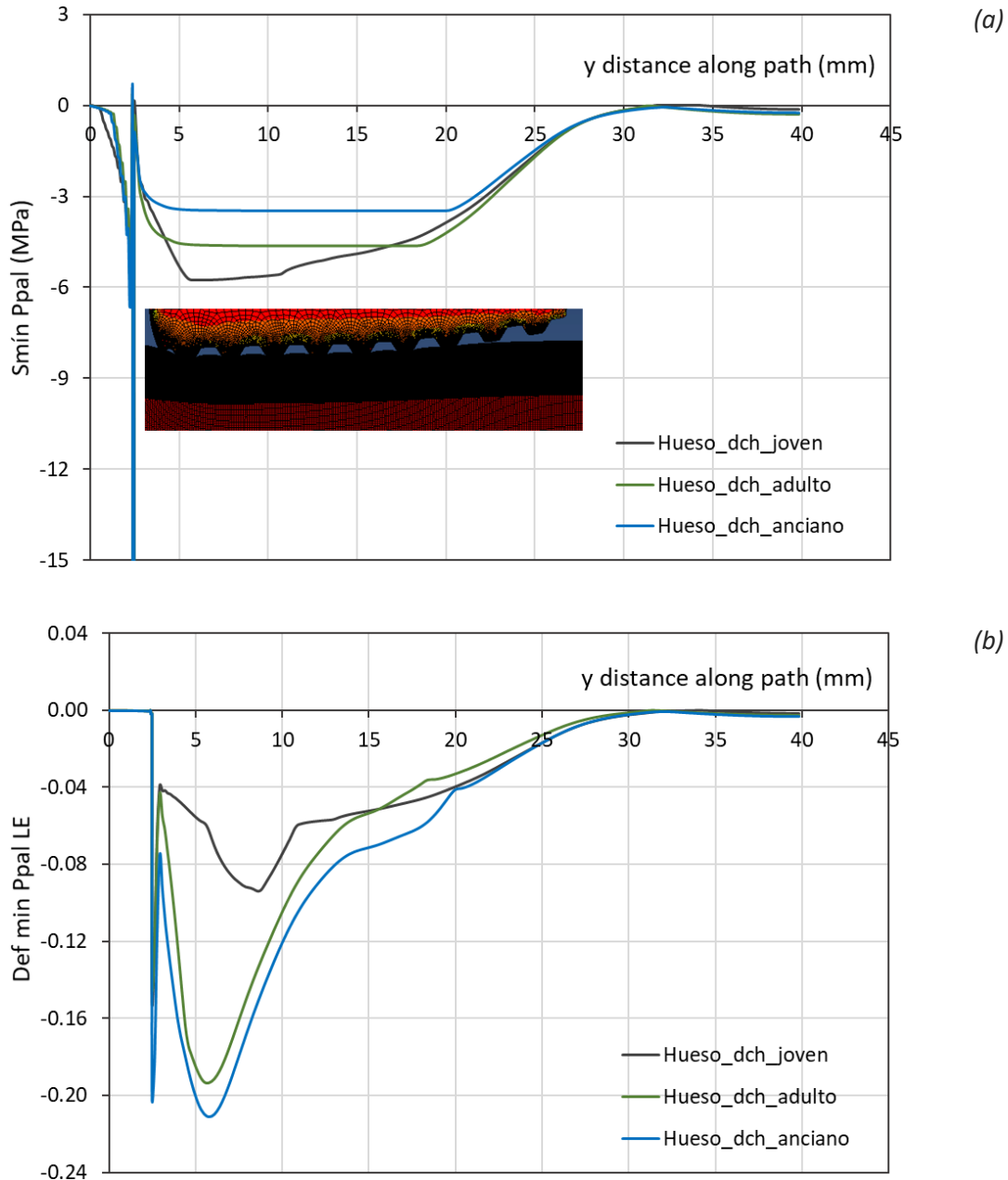


Fig. 6.14. Influencia de la edad en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión ppal.mín; (b) deformación ppal. mín. Disposición de túnel tibial 9mm

Las diferencias tenso-deformacionales debidas a la edad del individuo analizado, no influyen, sin embargo, en los resultados de desplazamiento del tendón tras la reconstrucción, análisis que se realiza a través del “step rehabilitación”. Así, las Fig. 6.15 y Fig. 6.16, muestran comparados, los desplazamientos que sufre el tendón de un individuo anciano y de uno joven en las distintas zonas de contacto con los dientes del tornillo (Fig. 6.15) y con el hueso trabecular (Fig. 6.16) una vez concluido el proceso de rehabilitación. Como puede observarse, los desplazamientos del tendón, son, salvo ligeras excepciones, prácticamente idénticos sea cual sea la edad del individuo analizado.

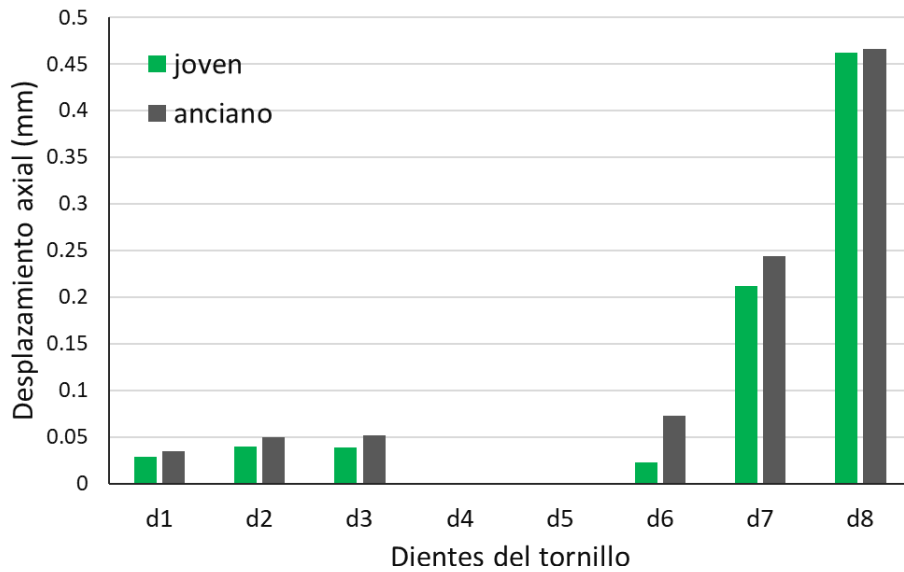


Fig. 6.15. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el tornillo. Disposición de diámetro tibial de 9mm

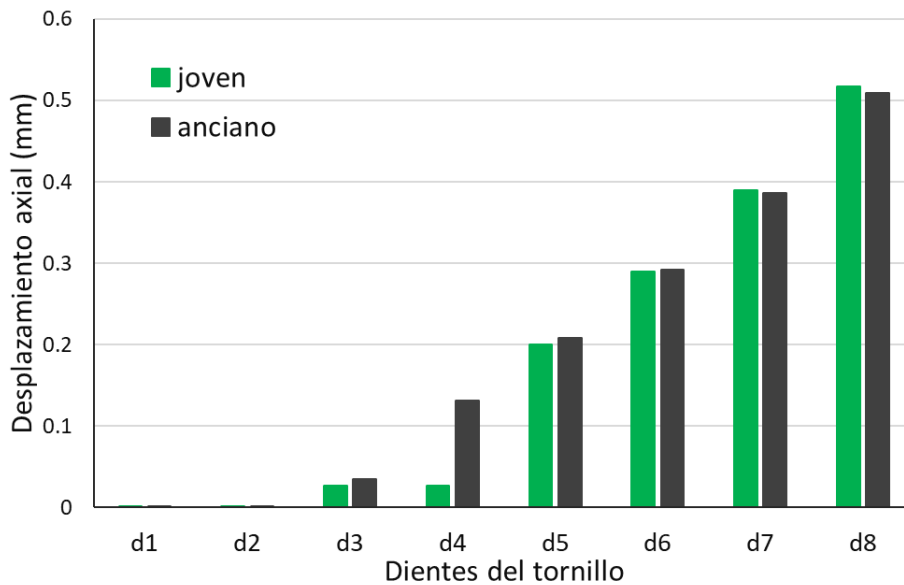


Fig. 6.16. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el hueso trabecular. Disposición de diámetro tibial de 9mm

### Túnel tibial de 8mm

En la Fig. 6.17 se muestra los perfiles de tensión principal mínima en el tendón contra el hueso trabecular (Fig. 6.17a) y en el tendón contra el tornillo interferencial (Fig. 6.17b) para las tres edades de referencia (joven, adulto y anciano) cuando se utiliza un túnel tibial de 8mm. Por su parte, la Fig. 6.18 recoge la distribución de tensiones (Fig. 6.18.a) y deformaciones (Fig. 6.18.b) en el hueso trabecular en contacto con la plastia.

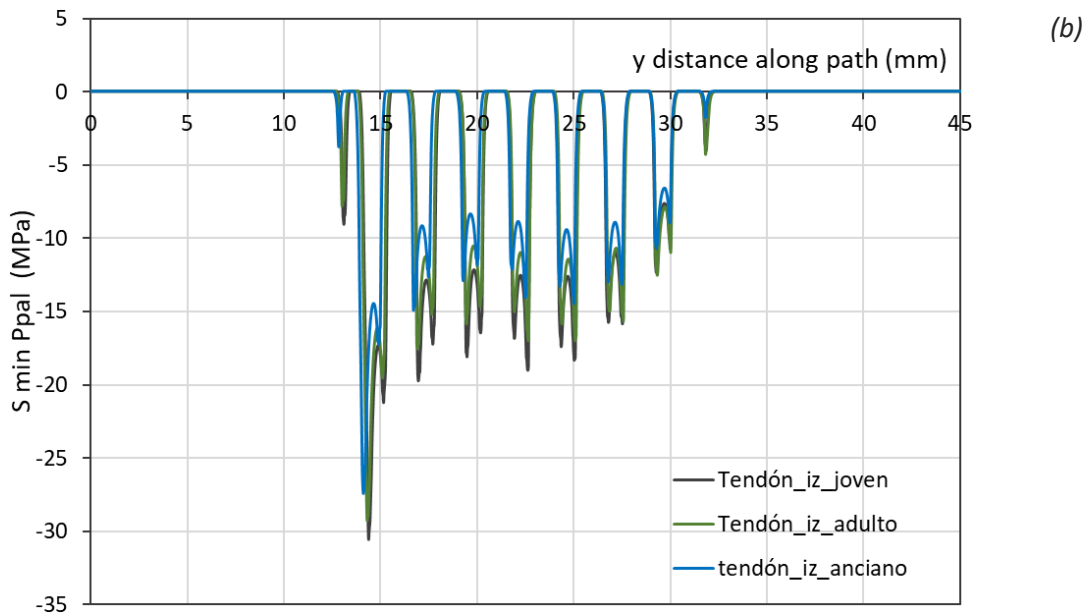
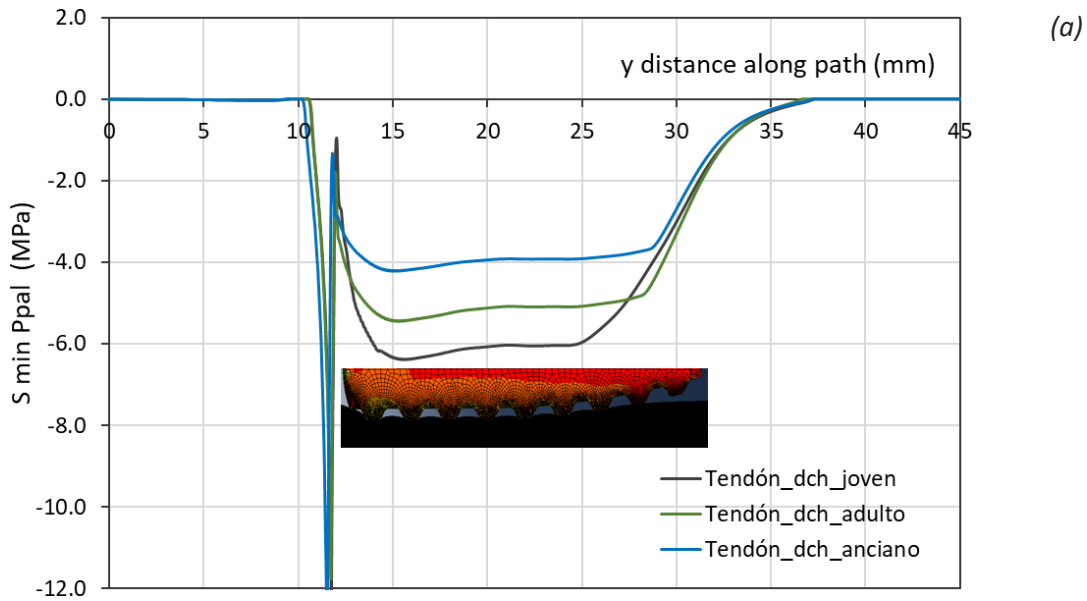


Fig. 6.17. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Túnel tibial 8mm

También en este caso, para cualquier edad, el número de dientes del tornillo en contacto con el tendón es el mismo (Fig. 6.17.b), y la distribución de tensiones en el tendón en contacto con el tornillo resulta bastante parecida, si bien crece ligeramente conforme la edad disminuye. Por su parte, cuando se comparan las tensiones entre el tendón y el hueso trabecular (Fig. 6.17.a y Fig. 6.18.a), vemos que en el caso de los individuos adultos y ancianos ya se alcanza la tensión de plastificación en una zona muy amplia, de unos 20mm de longitud, lo que corresponde, aproximadamente con la distancia longitudinal entre el primer y penúltimo diente del tornillo (distancia entre el primer y último punto de contacto del tornillo con el tendón). En el caso del individuo

joven, la tensión de plastificación se limita a una zona más reducida, de unos 15mm, que se extiende sobre la zona de influencia del segundo y sexto diente. Las diferencias en cuanto a distribución de tensiones del individuo joven respecto a las otras dos franjas de edad, se refleja también, obviamente, en las deformaciones (Fig. 6.18.b), que llegan a ser un 50 % menores en una edad temprana.

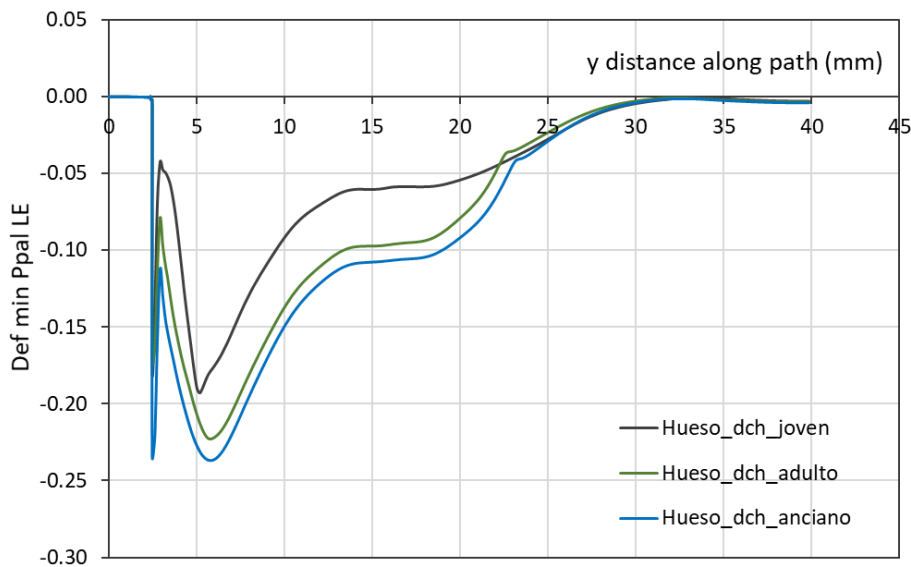
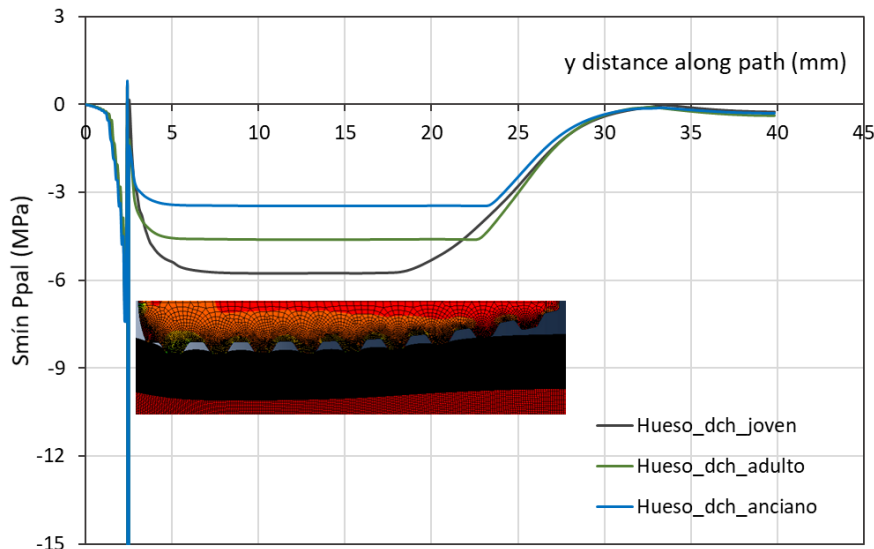


Fig. 6.18. Influencia de la edad del paciente en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión principal mínima (b) deformación ppal. mín. Túnel tibial 8mm

Sin embargo, estas diferencias no se encuentran cuando se comparan los desplazamientos de los puntos del tendón en el caso de rehabilitación de un paciente joven y un anciano para diámetro tibial de 8mm. En la Fig. 6.19, se comparan los desplazamientos axiales de la plastia en contacto con el tornillo en un individuo joven y uno anciano. La Fig. 6.20 recoge, asimismo, los desplazamientos de los puntos de la plastia, esta vez en contacto con el hueso trabecular, para ambas edades.

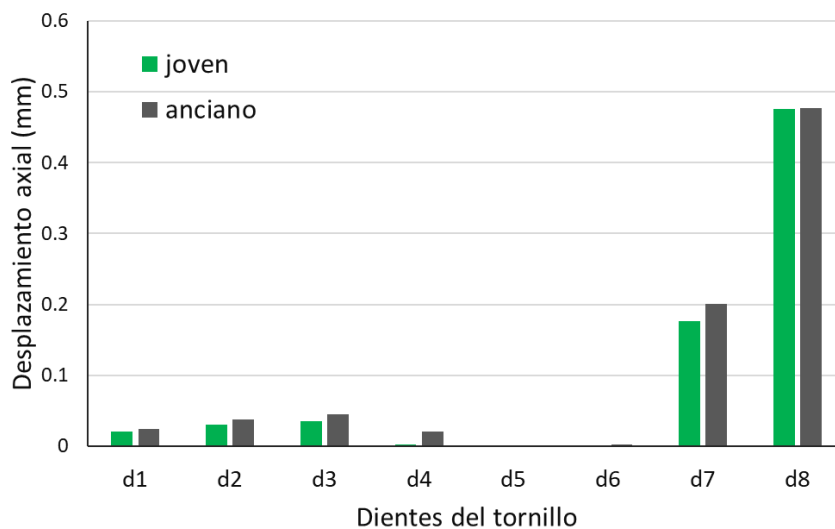


Fig. 6.19. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el tornillo. Disposición de diámetro tibial de 8mm

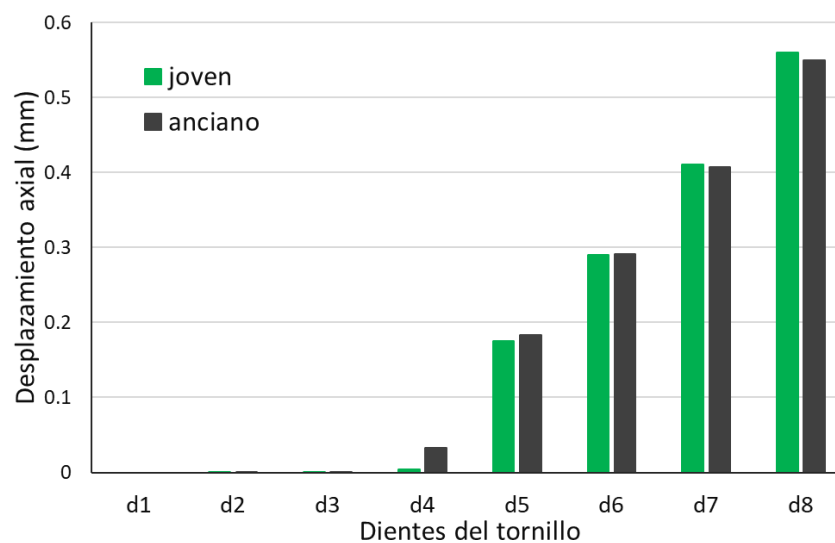


Fig. 6.20. Desplazamientos axiales de los nodos del tendón contra el hueso trabecular. Disposición de diámetro tibial de 8mm

Como puede observarse, en este caso los desplazamientos son, si cabe aún más semejantes, quedando constancia de que, con este diámetro de túnel, la plastia no sufriría desplazamientos hasta pasado el cuarto diente, independientemente de la edad del paciente intervenido.

### Túnel tibial de 7mm

En la Fig. 6.21, se muestran los perfiles de tensión principal mínima en el tendón contra el hueso trabecular (Fig. 6.21.a) y en el tendón contra el tornillo interferencial (Fig. 6.21.b) para las tres edades de referencia (joven, adulto y anciano) cuando se utiliza un túnel tibial de 7mm. Por su

parte, la Fig. 6.22 recoge la distribución de tensiones (Fig. 6.22.a) y de deformaciones (Fig. 6.22.b) en el hueso trabecular en contacto con la plastia.

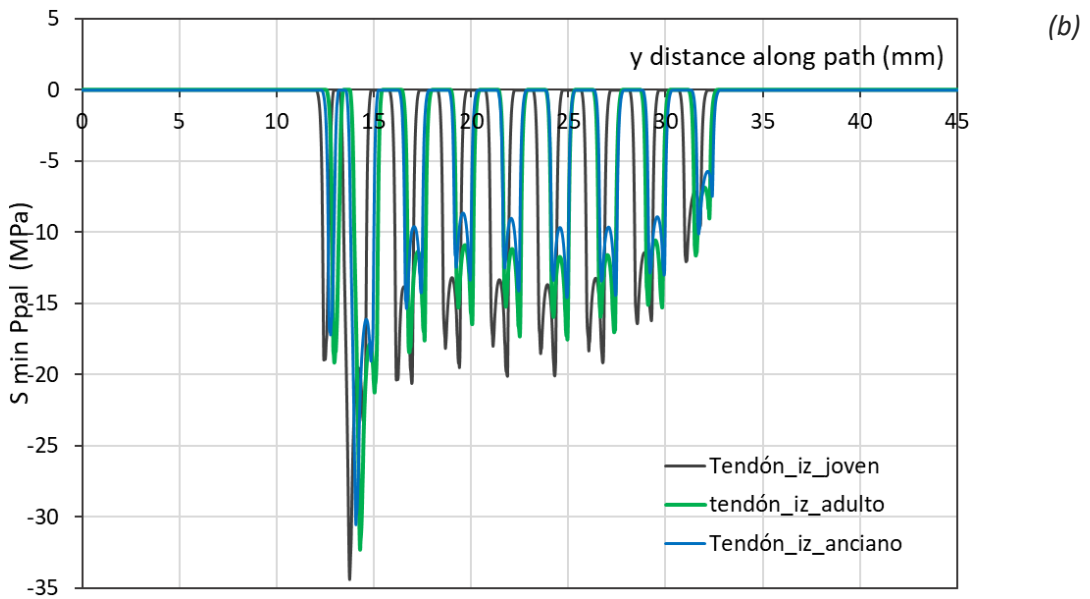
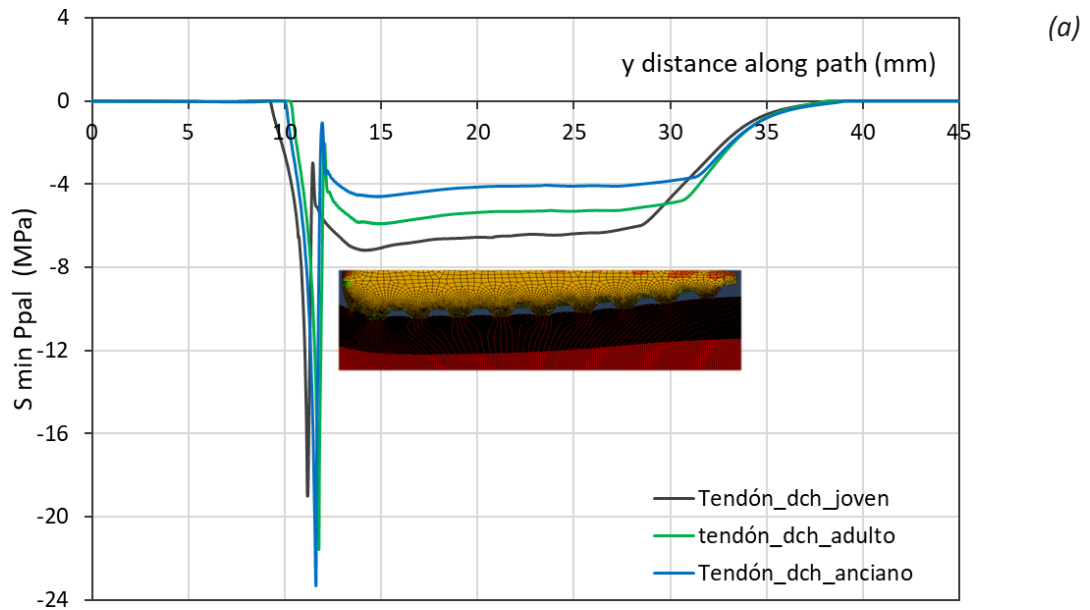


Fig. 6.21. Influencia de la edad del paciente en la distribución de tensiones en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Túnel tibial 7mm

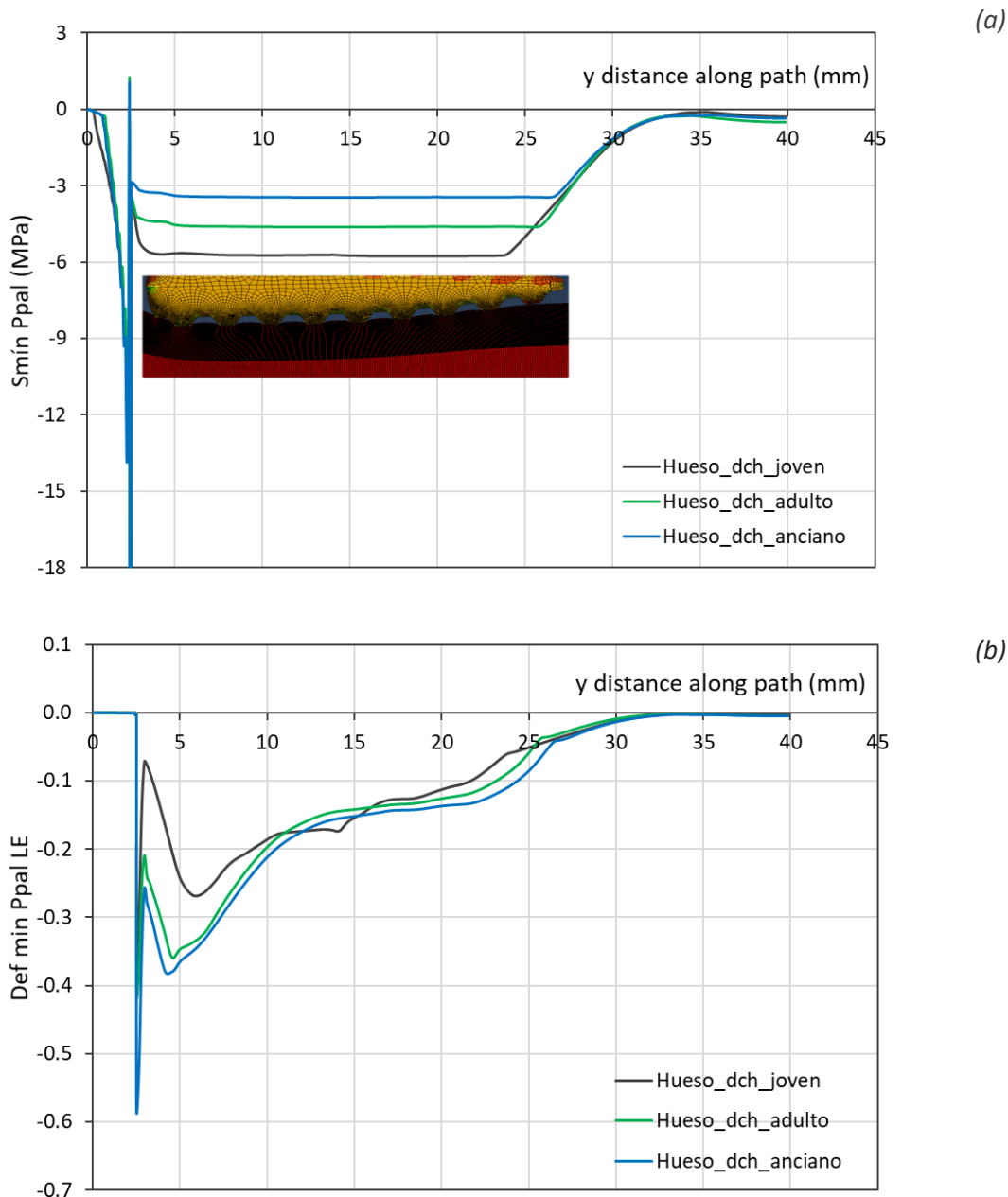


Fig. 6.22. Influencia de la edad en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión ppal.mín; (b) deformación ppal. mín. Disposición de túnel tibial 7mm

Como puede observarse, en este caso los resultados en cuanto a tensiones tanto en el tendón (Fig. 6.21) como en el hueso trabecular en contacto con el tendón (Fig. 6.22), son muy semejantes a los obtenidos en el caso del diámetro de túnel tibial de 8mm analizado en el apartado anterior. Podría decirse que la distribución de tensiones en los pacientes adultos y ancianos no cambian, tan solo se observa una ligera extensión de la zona sometida a tensiones máximas hasta alcanzar el último diente del tornillo interferencial. Lo mismo ocurre en el caso del paciente joven, en el que la zona donde se alcanza la tensión de plastificación alcanza ya una longitud que se extiende entre el primer y el penúltimo diente. Lo que si cambian sustancialmente son las deformaciones (Fig. 6.21 que una vez superado el máximo puntual en los alrededores del primer diente, presentan valores muy semejantes para todos los rangos de edad. Hacer notar, no obstante, que en el



caso de los pacientes de mayor edad (adulto y anciano) se llegan a alcanzar, puntualmente, en la zona del primer diente, valores muy elevados, de casi el 40%, valores que podrían genera un daño irreparable en el hueso trabecular.

Tal y como se ha visto anteriormente, este hecho no significa que siempre se deba elegir, por seguridad, el diámetro mínimo que permita la reconstrucción, si no que se debe tener en cuenta que, con características de hueso trabecular sano y sin problemas relacionados con la densidad ósea, un diámetro de túnel tibial de  $8\text{mm}$  es suficiente para que el conjunto quede totalmente fijado en su inserción tibial.

#### 6.4 Influencia del ángulo de entrada del tornillo interferencial

Aunque el modelo de Hill fue descartado para los análisis presentados anteriormente, al devolver resultados muy semejantes a los obtenidos aplicando el modelo de von Mises, mucho más sencillo de aplicar, en el caso que se va a analizar ahora, se vuelve a considerar la ortotropía del hueso trabecular, a través del modelo de Hill descrito en el *Capítulo 4*, al objeto de analizar el efecto del ángulo del túnel tibial respecto a la dirección longitudinal de la tibia. Se desea analizar este efecto debido en gran parte, al gran efecto que tiene la posición de los túneles óseos en el éxito de la reconstrucción (Carson and Brown Jr., 1995; Hamula et al., 2017)

Así cuando comparamos los resultados obtenidos con los distintos modelos de material utilizados para representar el comportamiento del hueso trabecular, éstos correspondían a la consideración de una dirección del túnel tibial paralela al eje longitudinal de la tibia (Fig.5.10). Ahora compararemos esos resultados con los obtenidos cuando se considera que el túnel tibial forma un ángulo de  $30^\circ$  con el eje longitudinal de la tibia (Fig. 6.23), utilizando, obviamente, el modelo de comportamiento de Hill para la descripción mecánica del hueso trabecular. Se ha elegido ese ángulo de inserción por ser, aproximadamente, el máximo utilizado por los cirujanos, en la práctica habitual de la reconstrucción LCA.

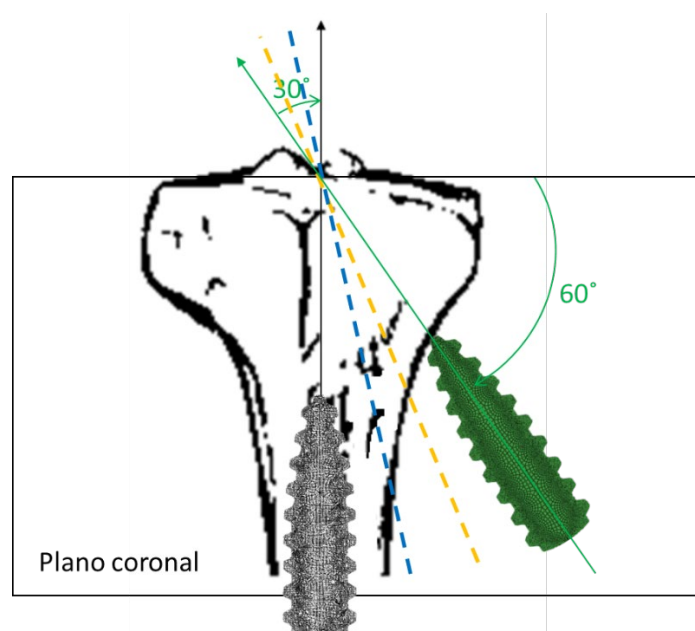


Fig. 6.23. Posibles ángulos de inserción del tornillo interferencial en el túnel tibial

La Fig. 6.24 recoge, comparados, los resultados de tensión principal mínima en el tendón, obtenidos tanto para un ángulo de inserción de  $30^\circ$  respecto al eje natural de la tibia (tornillo en color verde en Fig. 6.23) como para el utilizado hasta ahora, cuya dirección de inserción coincidía con la longitudinal de la tibia (tornillo en tonos grisáceos en Fig. 6.23). Como puede apreciarse, los valores de tensión en el tendón contra el hueso trabecular (Fig. 6.24.a), y contra el tornillo (Fig. 6.24.b) crecen ligeramente con el ángulo de inserción del tornillo.

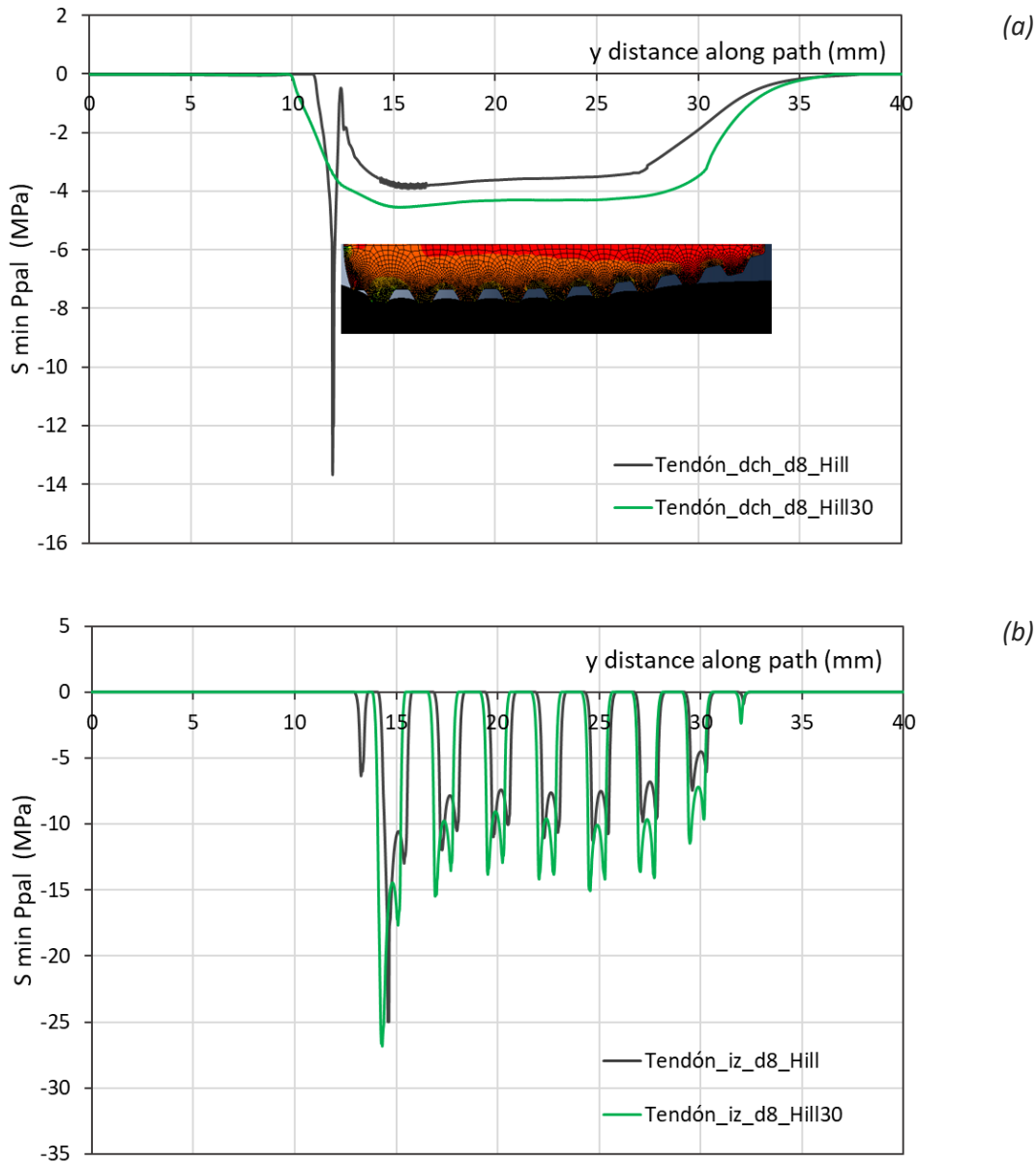


Fig. 6.24. Distribución de tensiones en el tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo interferencial. Túnel diámetro 8mm

Lo mismo ocurre con la tensión principal mínima en el hueso trabecular en contacto con el tendón (Fig. 6.25.a), que crece con el ángulo de inserción. Por el contrario, los valores de deformación exhibidos por el hueso trabecular (Fig. 6.25.b) disminuyen en casi un 25% cuando el ángulo de inserción pasa a ser de  $30^\circ$ .

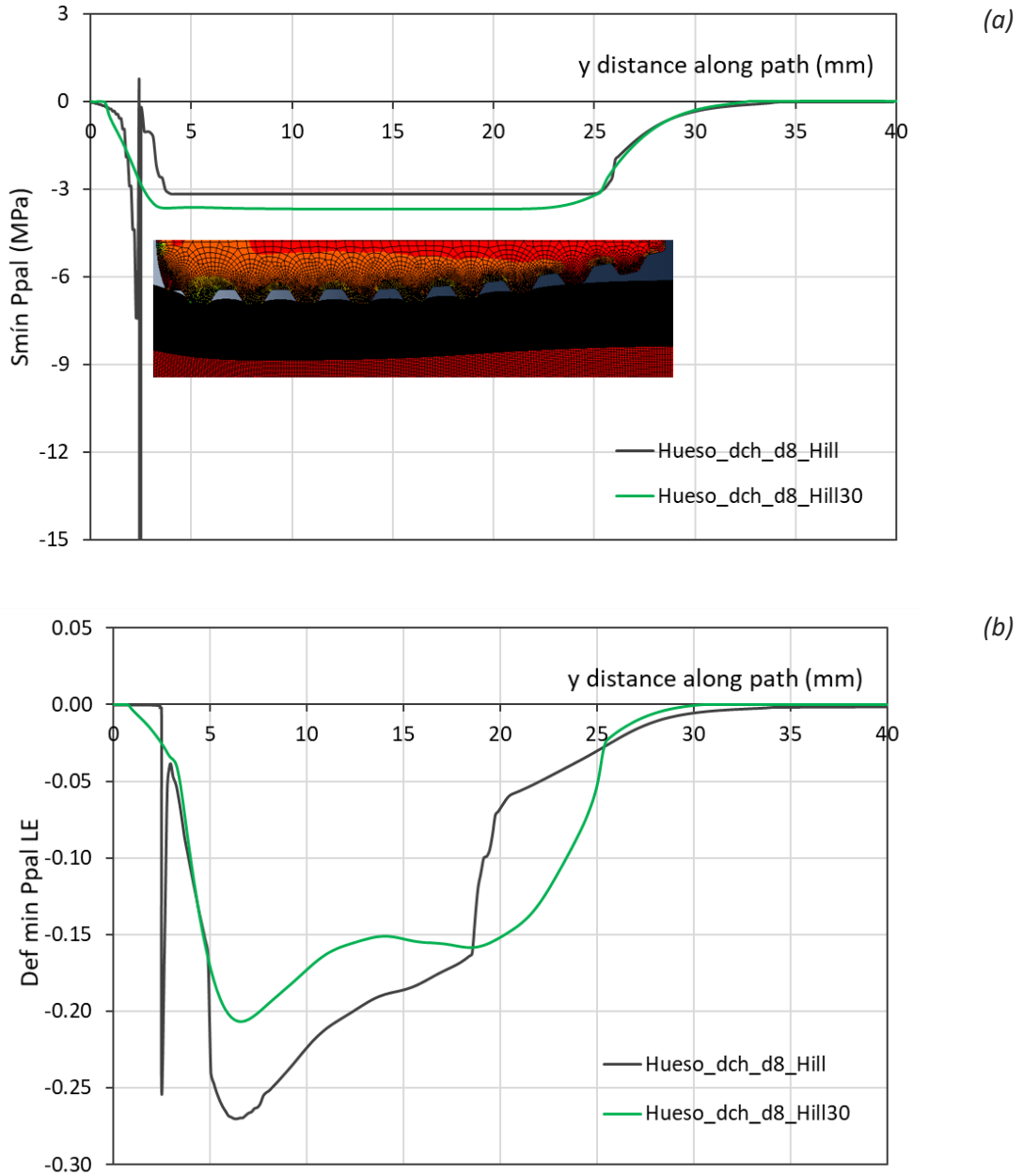


Fig. 6.25. Influencia del ángulo de inserción del tornillo interferencial en el hueso trabecular contra el tendón en individuo joven: (a) tensión; (b) deformación

A la vista de los resultados, y sin obviar en modo alguno su importancia, podemos volver a afirmar que los análisis previos, en los que no se tenía en cuenta la ortotropía del material y el ángulo de inserción elegido para el tornillo era de  $0^\circ$  respecto al túnel tibial, pueden considerarse válidos y representativos del problema estudiado, ya que al predecir menores tensiones y mayores deformaciones, son resultados que se encuentran por el lado de la seguridad.

## 6.5 Resumen y conclusiones

En este capítulo se han utilizado los modelos de elementos finitos presentados en anteriores capítulos para analizar la influencia de diferentes variables en la reconstrucción de LCA. Concretamente se ha analizado el efecto del diámetro del túnel tibial, la edad del paciente y el ángulo de entrada del tornillo en el propio túnel tibial. Esta influencia se ha estudiado a través de la comparativa entre unos y otros modelos en términos de tensiones y deformaciones máximas a compresión en los dos elementos clave en este estudio: el tendón y el hueso trabecular.

Se ha analizado la influencia de la elección del diámetro del túnel tibial, estudiando el estado de tensiones y deformaciones para disposiciones diferentes de túnel: 10, 9, 8 y 7mm. En todos los casos se ha utilizado un tendón de diámetro 8mm y un tornillo interferencial de diámetro 7mm.

Se ha estudiado la capacidad de estos túneles tibiales de representar una reconstrucción de LCA exitosa. Dado que el objetivo de esta reconstrucción es fijar la plastia de manera eficiente, impidiendo que deslice a través del túnel tibial al concluir la intervención, se han analizado, para cada uno de los diámetros de túnel tibial, los posibles desplazamientos axiales del tendón durante el proceso de rehabilitación comentado, es decir, tirando del propio tendón hacia el fémur.

Este estudio ha revelado que la disposición de túnel tibial de 10mm no resulta adecuada sea cual sea la edad del paciente, dado que el nivel de tensiones que se alcanza una vez concluida la intervención, no garantiza una fijación adecuada del tendón, que desliza a lo largo del túnel tibial cuando se le somete a una sollicitación axial que simularía el proceso habitual de rehabilitación.

Cuando el diámetro de túnel tibial baja a 9mm, el resultado de la reconstrucción es ya satisfactorio, asegurando que el tendón quede fijado entre el tornillo y el hueso trabecular en la zona correspondiente a la parte más ancha del tornillo. Este resultado se repite sea cual sea la franja de edad analizada.

No obstante, para garantizar una mejor fijación del tendón merece la pena tener en cuenta que un diámetro de túnel más pequeño, de 8mm de diámetro, aporta una mayor seguridad al resultado de la reconstrucción, infiriendo una mayor sujeción del tendón en el túnel tibial, que ahora queda fijado en una mayor longitud sin un gran incremento de los niveles de deformaciones. Una mayor disminución del diámetro del túnel tibial, bajándolo a 7mm, produce un aumento considerablemente del nivel de deformaciones, alcanzándose niveles para los que el hueso pudiera resultar dañado.

Finalmente, y utilizando el modelo ortótropo de Hill para describir el comportamiento mecánico del hueso trabecular, se ha analizado la influencia del ángulo de entrada el tornillo interferencial con el eje longitudinal de la tibia, comparando los resultados tenso-deformacionales obtenidos para un ángulo de inserción de 30° y con uno de 0°. Se comprueba, que, conforme crece el ángulo de entrada lo hace también, ligeramente, el nivel de tensiones, disminuyendo, levemente, las deformaciones. Pese a todo, estos resultados confirman la validez de la simplificación realizada en los análisis anteriores, donde no se tenía en cuenta la ortotropía del material, ya que predicen tensiones de menor valor y mayores deformaciones, lo que las coloca del lado de la seguridad a la hora de realizar el análisis basado, sobre todo, en el nivel de tensiones de compresión que el tornillo ejerce sobre el resto de los elementos una vez concluida la intervención.

## REFERENCIAS

- Abdullah, A.H., Rashid, H., Mahmud, J., Othman, M.F., Ibrahim, M.W.A.J., 2012. Effects of screw materials in Anterior Cruciate Ligament reconstruction using finite element analysis. *Procedia Eng.* 41, 1614–1619. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.358>
- Bowes, J., Mohamed, N., Baptiste, J.J., Westover, L., Hui, C., Sommerfeldt, M., 2020. Biomechanical Comparison of Graft Preparation Techniques for All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop. J. Sport. Med.* 8, 1–7. <https://doi.org/10.1177/2325967120938039>
- Brand, J., Weiler, A., Caborn, D.N.M., Brown, C.H., Johnson, D.L., 2000. Graft Fixation in Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 28, 761–774. <https://doi.org/10.1177/03635465000280052501>
- Carson, E.W., Brown Jr., C.H., 1995. Revision Anterior Cruciate Ligament Surgery. p. 30.
- Collette, M., Cassard, X., 2011. The Tape Locking Screw technique (TLS): A new ACL reconstruction method using a short hamstring graft. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 97, 555–559. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.03.016>
- Daneshvar, N., Chizari, M., Mortazavi, S.J., 2017. Reducing Damage and Slippage of Graft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction by Controlling the Slope of Tapered Interference Screw 2017–2018.
- Dickenson, R., Hutton, W.C., Stott, J.R., 2006. The mechanical properties of bone in osteoporosis. *Bone Jt. Surg.* 63.
- Ding, M., Dalstra, M., Danielsen, C.C., Kabel, J., Hvid, I., Linde, F., 2000. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 292, 1–45. <https://doi.org/10.1080/17453674.2000.11744841>
- Domnick, C., Herbort, M., Raschke, M.J., Habermann, S., Schliemann, B., Petersen, W., Weimann, A., 2017. Anterior Cruciate Ligament Soft Tissue Graft Fixation in the Elderly: Is There a Reason to Use Interference Screws? A Human Cadaver Study. *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.* 33, 1694–1700. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.017>
- Eichinger, M., Schmoelz, W., Attal, R., Moroder, A., Heinrichs, C.H., Smekal, V., Mayr, R., 2018. Screw oversizing for anterior cruciate ligament graft fixation in primary and enlarged tibial tunnels: A biomechanical study in a porcine model. *Knee* 25, 774–781. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.05.012>
- Escamilla, R.F., MacLeod, T.D., Wilk, K.E., Paulos, L., Andrews, J.R., 2012. Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: A guide to exercise selection. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 42, 208–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3768>
- Gokce, A., Beyzadeoglu, T., Ozyer, F., Bekler, H., Erdogan, F., 2009. Does bone impaction technique reduce tunnel enlargement in ACL reconstruction? *Int. Orthop.* 33, 407–412. <https://doi.org/10.1007/s00264-007-0496-5>
- Gupta, S., Dan, P., 2004. Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data. *Trends Biomater Artif Organs* 17, 61–70.
- Hamula, M.J., Badash, J., Jejurikar, N., Ryan, M.K., Strauss, E.J., 2017. Surgical reasons for failure of anterior cruciate ligament reconstruction: An update. *Minerva Ortop. e Traumatol.* 68, 99–109. <https://doi.org/10.23736/S0394-3410.17.03814-0>

- Harvey, A., Thomas, N.P., Amis, A.A., 2005. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. B* 87, 593–603. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B5.15803>
- Hernandez, C.J., 2016. Handbook of biomaterial properties. Chapter 2: Cancellous bone. *Handb. Biomater. Prop. Second Ed.* 1–676. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-3305-1>
- Jurkonis, R., Gudas, R., Smailys, A., 2018. Influence of graft diameter on functional outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective study with a 1-year follow-up. *Med. Sci. Monit.* 24, 4339–4345. <https://doi.org/10.12659/MSM.908212>
- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Niebur, G.L., Yeh, O.C., 2001. Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng* 3, 307–333.
- Keaveny, T.M., Morgan, E.F., Yeh, O.C., 2004. Bone Mechanics, in: *STANDARD HANDBOOK OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN*. McGraw- Hill International Editions, pp. 1–24.
- Kopf, S., Martin, D.E., Tashman, S., Fu, F.H., 2010. Effect of tibial drill angles on bone tunnel aperture during anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A* 92, 871–881. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01680>
- Kruppa, P., Flies, A., Wulsten, D., Collette, R., Duda, G.N., Schaser, K.D., Becker, R., Kopf, S., 2020. Significant Loss of ACL Graft Force With Tibial-Sided Soft Tissue Interference Screw Fixation Over 24 Hours: A Biomechanical Study. *Orthop. J. Sport. Med.* 8, 1–9. <https://doi.org/10.1177/2325967120916437>
- Micucci, C.J., Frank, D.A., Kompel, J., Muffly, M., DeMeo, P.J., Altman, G.T., 2010. The Effect of Interference Screw Diameter on Fixation of Soft-Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy* 26, 1105–1110. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.12.022>
- Moré, A.D.O., Pizzolatti, A.L.A., Fancello, E.A., Salmoria, G.V., De Mello Roesler, C.R., 2015. Graft tendon slippage with metallic and bioabsorbable interference screws under cyclic load: A biomechanical study in a porcine model. *Rev. Bras. Eng. Biomed.* 31, 56–61. <https://doi.org/10.1590/2446-4740.0652>
- Naghibi, H., Janssen, D., Van Tienen, T., Van de Groes, S., Van de Boogaard, T., Verdonshot, N., 2020. A novel approach for optimal graft positioning and tensioning in anterior cruciate ligament reconstructive surgery based on the finite element modeling technique. *Knee* 27, 384–396. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2020.01.010>
- Nurmi, J.T., Kannus, P., Sievänen, H., Järvelä, T., Järvinen, M., Järvinen, T.L.N., 2004. Interference Screw Fixation of Soft Tissue Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 1: Effect of Tunnel Compaction by Serial Dilators Versus Extraction Drilling on the Initial Fixation Strength. *Am. J. Sports Med.* 32, 411–417. <https://doi.org/10.1177/0363546503261701>
- Pedowitz, R.A., 2017. Editorial Commentary: Fixation of Soft-Tissue Anterior Cruciate Ligament Grafts in Osteoporotic Bone. *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.* 33, 1701–1702. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.032>
- Raj, M.A.V., Ram, S.M., Venkateswaran, S., Manoj, J., 2018. Bone tunnel widening following arthroscopic reconstruction of anterior cruciate ligament (Acl) using hamstring tendon autograft and its functional consequences. *Int. J. Orthop. Sci.* 4, 160–163. <https://doi.org/10.22271/ortho.2018.v4.i1c.24>
- Rozell, J., Sennett, B., 2017. Sports Tips & Tricks : Technical Evaluation of ACL Graft Dimensions : Staying out of Trouble. *Univ. Pennsylvania Orthop. J.* 27, 23–25.

- Salehghaffari, S., Dhaher, Y.Y., 2014. A model of articular cruciate ligament reconstructive surgery: A validation construct and computational insights. *J. Biomech.* 47, 1609–1617. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.003>
- Sauer, S., Lind, M., 2017. Bone Tunnel Enlargement after ACL Reconstruction with Hamstring Autograft Is Dependent on Original Bone Tunnel Diameter. *Surg. J.* 03, e96–e100. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1603950>
- Simonian, P.T., Sussmann, P.S., Baldini, T.H., Crockett, H.C., Wickiewicz, T.L., 1998. Interference screw position and hamstring graft location for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 14, 459–464. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(98\)70072-6](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(98)70072-6)
- Spragg, L., Chen, J., Mirzayan, R., Love, R., Maletis, G., 2016. The Effect of Autologous Hamstring Graft Diameter on the Likelihood for Revision of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 44, 1475–1481. <https://doi.org/10.1177/0363546516634011>
- Wang, L., Lin, L., Feng, Y., Fernandes, T.L., Asnis, P., Hosseini, A., Li, G., 2015. Anterior cruciate ligament reconstruction and cartilage contact forces - A 3D computational simulation. *Clin. Biomech.* 30, 1175–1180. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.007>
- Webb, J., 2001. Hamstrings and the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee* 8, 65–67. [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(01\)00063-1](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(01)00063-1)
- Yao, J., Kuang, G.-M., Wong, D.W.-C., Niu, W.-X., Zhang, M., Fan, Y.-B., 2014. Influence of screw length and diameter on tibial strain energy density distribution after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Mech. Sin.* 30, 241–249. <https://doi.org/10.1007/s10409-014-0027-8>
- Yoon, K.H., Kim, J.S., Park, S.Y., Park, S.E., 2018. One-stage revision anterior cruciate ligament reconstruction: Results according to preoperative bone tunnel diameter: Five to fifteen-year follow-up. *J. Bone Jt. Surg. - Am. Vol.* 100, 993–1000. <https://doi.org/10.2106/JBJS.17.01044>





## Capítulo 7

# Conclusiones

*En este capítulo se exponen las conclusiones que se han obtenido de la presente tesis doctoral, apuntando a los resultados extraídos de los modelos de elementos finitos que resuelven el problema de simulación de la reconstrucción de LCA utilizando los modelos de material elegidos para cada uno de los componentes, elaborados a partir de los resultados experimentales.*



## 7.1 Conclusiones

En cuanto a la **caracterización mecánica** de los diferentes elementos que intervienen en la reconstrucción de LCA se pueden obtener las siguientes conclusiones:

El *tendón utilizado como plastia*, ha sido sometido a ensayos de tracción uniaxial. Este tipo de ensayos son los realizados comúnmente para tejidos biológicos blandos, debido en gran parte, a que se debe someter al tejido a una carga en dirección de las fibras que lo componen. *Las curvas obtenidas nos han permitido calcular los parámetros de un modelo hiperelástico transversalmente isótropo que reflejará el comportamiento mecánico de este material.*

El *hueso trabecular* se ha caracterizado mecánicamente utilizando distintos tipos de ensayo, tratando de captar su complejo comportamiento. Los ensayos de compresión uniaxial han permitido obtener las constantes mecánicas del hueso trabecular de la tibia porcina, tanto en dirección longitudinal ( $E=300\text{MPa}$ ,  $\nu=0.25$  y  $S_y=5.2\text{MPa}$ ) como transversal ( $E=73\text{MPa}$ ,  $\nu=0.27$  y  $S_y=2.7\text{MPa}$ ) constatando que se trata de un material anisótropo, si bien podría considerarse como transversalmente isótropo. Este comportamiento también ha sido observado en la epífisis proximal del fémur en la articulación de la rodilla, obteniendo un módulo elástico de  $E=65\text{MPa}$  y un límite de cedencia  $S_y=2.2\text{MPa}$  en dirección transversal y de  $E=181\text{MPa}$  y  $S_y=6.3\text{MPa}$  en dirección longitudinal.

Por su parte, y dado que el *hueso trabecular* está naturalmente confinado por el *hueso cortical*, se ha caracterizado su comportamiento ante un esfuerzo de compresión confinada. Este método ha permitido constatar que *el comportamiento plástico de este material no se ajusta a las teorías clásicas, haciéndose necesaria la utilización de modelos constitutivos que capten dicho comportamiento.* Este tipo de modelos, cuya definición suele ser bastante compleja, requiere su verificación comparando sus predicciones con los resultados experimentales obtenidos cuando el hueso se somete a nuevas condiciones de sollicitación. *Para ello se han realizado ensayos de compresión confinada*, cuyos resultados experimentales serán cotejados con los obtenidos numéricamente empleando el modelo constitutivo adecuado.

El *hueso cortical* se ha caracterizado experimentalmente mediante ensayos SPT y de microindentación. Ambos ensayos coinciden en que un hueso cortical *de procedencia porcina*, tiene un *módulo elástico de entre 5 y 10 GPa y un límite elástico situado entre los 35 y los 100MPa.*

Finalmente, el *tornillo interferencial* se ha caracterizado mediante ensayos de compresión y se han obtenido sus parámetros mecánicos mediante el método inverso de caracterización. Se ha construido un modelo numérico que simula el ensayo de compresión y se ha obtenido el módulo elástico del material mediante comparación de las pendientes iniciales de las curvas tensión-deformación obtenidas experimental y numéricamente. *El módulo elástico de este material se ha fijado en  $E=3600\text{MPa}$ , admitiendo un comportamiento elástico lineal para el modelo numérico*, debido a que este componente nunca va a estar sometido a cargas tan altas que lo hagan trabajar fuera del dominio elástico.

Una vez analizados los resultados experimentales, conociendo ahora el valor de los parámetros característicos de cada uno de los materiales, se busca el **modelo constitutivo** que mejor represente el comportamiento mecánico **de tendón, hueso trabecular, hueso cortical y tornillo interferencial**. Las conclusiones obtenidas en esta parte del estudio se resumen a continuación:

En lo que se refiere *al modelo elegido para representar el comportamiento del tendón*, en nuestro caso, *se trata de un modelo constitutivo que utiliza una función densidad de energía de deformación por tramos como la de Weiss* (Weiss et al., 1996) *pero que ha sido modificada de modo que tenga una expresión analítica* (Calvo et al., 2007). A partir de esta expresión, se obtienen una serie de constantes o parámetros, minimizando el error entre la tensión experimental y la analítica, cuyos valores medios serán introducidos en el programa de elementos finitos para completar la subrutina de material creada (*uanisohyper\_inv*) a partir de las ecuaciones descritas por (Calvo et al., 2007; Peña et al., 2007).

En cuanto *al hueso trabecular*, su comportamiento se ha definido utilizando tres posibles modelos: *modelo isótropo de von-Mises, modelo transversalmente isótropo de Hill y modelo CFV*. Aunque *ninguno de estos modelos describe a la perfección el complejo comportamiento del hueso trabecular*, existen razones para poder utilizar cada uno de ellos en la modelización. Por un lado, se sabe que se trata de un material anisótropo, y, por tanto, solo el modelo de Hill podría satisfacer esta propiedad, sin embargo, el uso de este modelo podría ser contraproducente, si no se conoce, con exactitud, el ángulo de inserción del tornillo interferencial, por lo que podría ser razonable utilizar el modelo isótropo de von Mises, con las propiedades del material en su dirección más débil (transversal). Por su parte, ninguno de estos dos modelos clásicos es capaz de describir la dependencia que muestra el comportamiento plástico de este material de la presión hidrostática. Esta propiedad solo queda satisfecha por el modelo CFV, pese a que se trate de un modelo de material isótropo y tampoco es capaz de representar el comportamiento del material más allá de la cedencia del mismo.

El *hueso cortical* es, igualmente, un material anisótropo. Sin embargo, debido a que resulta un material mucho más rígido que el hueso trabecular y que no tiene una influencia directa en la sujeción de la plastia, *su presencia ha sido sustituida por condiciones de contorno*. Finalmente, *el tornillo interferencial* ha sido modelado con *comportamiento elástico lineal*, al no llegar a alcanzarse nunca las condiciones de carga o deformación necesarias para que se supere el régimen elástico.

En base a todo lo anterior, ***se ha construido un modelo de elementos finitos*** que describe el problema de la reconstrucción LCA en dos dimensiones y que analiza la interacción entre los distintos elementos que lo constituyen, de tal forma que los contactos entre elementos se resumen en: hueso-tornillo, tornillo-tendón y tendón-hueso. Las dimensiones geométricas de cada uno de los elementos constituyentes han permanecido invariables, salvo el diámetro de túnel tibial, único parámetro geométrico que ha variado. El tornillo interferencial se ha modelado con un diámetro de 7mm, el tendón se ha elegido de diámetro 4mm en disposición doble (un total de 8mm) y en función de estas dimensiones, el diámetro de túnel tibial ha variado entre 7mm y 10mm, habiéndose utilizado, para cada tipo de material interviniente, los modelos constitutivos descritos anteriormente.

El problema ha sido definido mediante tres steps o pasos de cálculo diferentes: compresión del tornillo ya situado en la posición que ocuparía en el túnel al final del roscado, ligero tensionado del tendón simulando su estado en una reconstrucción real, y, finalmente, la descompresión del tornillo para devolverlo a su tamaño original. En algunos casos, para poder elegir el diámetro de túnel tibial más adecuado para el paciente, se ha llevado a cabo un proceso de rehabilitación temprana, aplicando una carga progresiva al tendón en su inserción femoral en sentido contrario al que se le aplicó durante el proceso de la reconstrucción.

Definido el modelo, se realizó un análisis sobre cuál de los modelos de comportamiento de hueso trabecular utilizados (von Mises, Hill y CFV) sería el más apropiado, teniendo en cuenta tanto la bondad de sus predicciones como el coste computacional asociado. Los resultados obtenidos reflejan que la diferencia entre las predicciones de los tres modelos no es lo suficientemente relevante como para justificar las elevadas diferencias existentes en cuanto a coste computacional que implica el uso de unos u otros. En base a todo ello, *se elige el modelo isótropo de von Mises como el más adecuado para llevar a cabo los análisis que se realizaran con posterioridad.*

Los modelos de elementos finitos anteriormente descritos, se ha utilizado para analizar la ***influencia de distintas variables como la edad del paciente, el diámetro del túnel tibial o el ángulo de entrada del tornillo en el propio túnel tibial*** en el comportamiento biomecánico de la rodilla tras la reconstrucción. Esta influencia se ha estudiado a través de la comparativa entre unos y otros modelos en términos de tensiones y deformaciones máximas a compresión en los dos elementos clave en este estudio: el tendón y el hueso trabecular.

Se ha analizado *la influencia del diámetro del túnel tibial*, estudiando el estado de tensiones y deformaciones para diámetros de túnel de 10, 9, 8 y 7mm, manteniendo fijos, en todos los casos, el diámetro del tendón (8mm) y el del tornillo interferencial (7mm). Tras el análisis tenso-deformacional, y dado que el objetivo último de esta reconstrucción es fijar la plastia de manera eficiente, impidiendo que deslice a través del túnel tibial al concluir la intervención, se han analizado, para cada uno de los diámetros de túnel tibial, los posibles desplazamientos axiales del tendón durante el proceso de rehabilitación comentado, es decir, tirando del propio tendón hacia el fémur. Este estudio se ha realizado, además, variando las propiedades del hueso trabecular al objeto de tener en cuenta la posible *influencia de la edad del paciente intervenido*: joven, adulto y anciano.

Los resultados han revelado que la disposición de túnel tibial de 10 mm, no resulta adecuada sea cual sea la edad del paciente intervenido, dado que en todos los casos la plastia deslizaría a lo largo del túnel tibial cuando, tras la intervención, fuera solicitada a tracción.

No ocurre lo mismo cuanto se utiliza un túnel tibial de 9mm, en cuyo caso el tendón queda suficientemente sujeto por los primeros dientes del tornillo, si bien el resto de la plastia sufriría una distensión. Por ello, y para asegurar de manera más fehaciente la sujeción del tornillo, *se propone, para la configuración analizada, el uso de un túnel tibial de 8 mm de diámetro, ya que, para cualquiera de las franjas de edades analizadas, impediría el desplazamiento de la plastia en una mayor longitud sin que la reducción de diámetro suponga un incremento notable de la deformación en el hueso trabecular.* Así, una disposición de túnel tibial de 7mm aumenta considerablemente las deformaciones que aparecen en el hueso trabecular lo que podría suponer un daño irreparable del mismo.

Finalmente, se ha analizado *la influencia del ángulo de entrada del tornillo interferencial*, utilizando el modelo de comportamiento ortótropo de Hill en la modelización del hueso trabecular y comparando los resultados obtenidos cuando el ángulo de inserción del tornillo forma 30° respecto al eje natural de la tibia frente a los correspondientes a un ángulo de 0°. Se comprueba que, *conforme crece el ángulo de inserción del tornillo, aumenta el valor de las tensiones de compresión sobre el tendón y disminuyen las deformaciones.*

En base a este resultado, y si no se conoce con precisión cual es el ángulo de inserción del tornillo, señalar, por último, que se pueden considerar válidos y representativos los resultados obtenidos

con el modelo isótropo de von Mises, utilizando las propiedades de la dirección más débil (transversal) y un ángulo de inserción del tornillo de  $0^\circ$  respecto al túnel tibial, ya que se encuentran en este estudio, por el lado de la seguridad, al predecir menores valores de tensión de compresión para una configuración determinada.

## REFERENCIAS

- Calvo, B., Peña, E., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 69, 2036–2057. <https://doi.org/10.1002/nme.1825>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblaré, M., 2007. An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *Int. J. Solids Struct.* 44, 760–778. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2006.05.018>
- Weiss, J.A., Maker, B.N., Govindjee, S., 1996. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 135, 107–128. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825\(96\)01035-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0045-7825(96)01035-3)



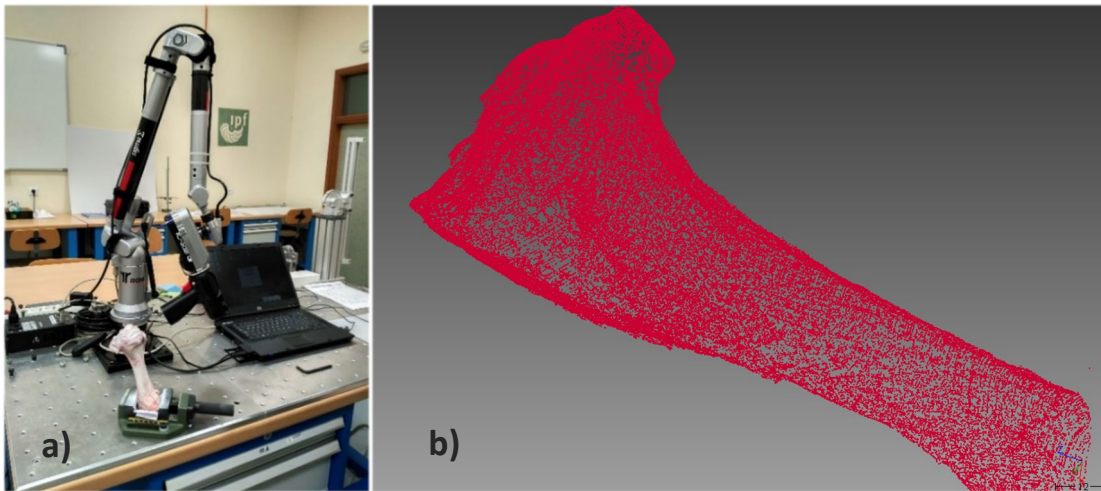


# Apéndices



## 1. Digitalizado de hueso tibial de origen porcino

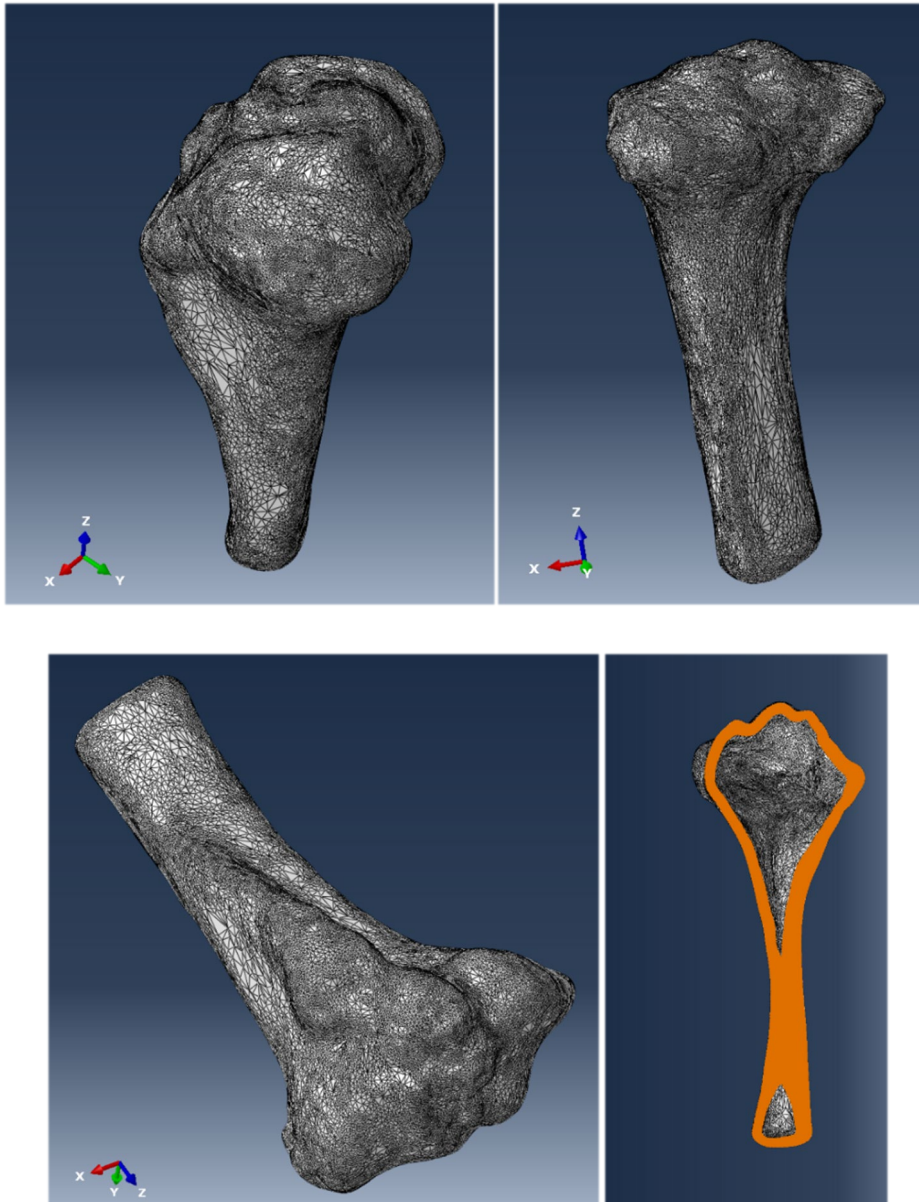
La idea inicial para la introducción de la tibia porcina en el modelo, fue escanear digitalmente un hueso de cerdo tibial (Fig. A.1a). Para llevar a cabo el escaneado se sometió al hueso a un proceso de cocción para poder limpiar de imperfecciones lo máximo posible. Posteriormente, se le aplicó una pintura específica blanca que facilita el escaneado, evitando cualquier brillo derivado de las características del material.



*Fig. A.1. Escaneado digital punto a punto de la tibia porcina*

A partir del escaneado se obtiene una nube de puntos (Fig. A.1b) que debe ser procesada con un software de ingeniería inversa. En este caso, se ha elegido el software Geomagic®.

Una vez finalizado el proceso de refinado de los puntos, se crean las superficies y se obtiene el sólido final con la forma de la tibia porcina. Finalmente, se exporta el modelo de superficies a Hypermesh® y en este programa se lleva a cabo, mediante operaciones booleanas, el vaciado del hueso escaneado para poder discernir posteriormente entre hueso cortical y hueso esponjoso.



*Fig. A.2. Mallado de tibia porcina escaneada y vaciado del hueso cortical*

En la Fig. A.2 se puede ver la creación mediante ingeniería inversa de un modelo de tibia porcina mallada en el programa Hypermesh®. Además, tal y como muestra la misma figura, se le aplicó un vaciado del sólido para simular el hueso cortical y el hueso trabecular (que iría en el interior de las epífisis tibiales, mientras la diáfisis estaría completamente compuesta de hueso cortical).

Es fácil de intuir que se trata de un modelo geométrico bastante complejo. Su peso, añadido al ensamblaje completo con tendón y tornillo interferencial, aumentaba enormemente el peso total del modelo. Como el objetivo de la tesis estaba más dirigido al efecto de la reconstrucción en la zona de la inserción tibial, es decir, una zona muy concreta de la tibia, no se creyó conveniente realizar el modelo tridimensional.

## 2. Reconstrucción de LCA: modelo de von Mises para hueso trabecular

A continuación, se exponen los resultados obtenidos para los distintos túneles tibiales del hueso trabecular definido como un material elasto-plástico e isótropo. Los modelos geométricos que se llevaron a cabo con este tipo de hueso trabecular han sido de diámetros de túnel de 7, 8, 9 y 10mm para el caso de estudio de un cerdo joven. Además, para las disposiciones con diámetros de túnel tibial de 7, 8 y 9 mm se ha realizado un estudio de la influencia de la edad, es decir, de la calidad ósea del individuo, añadiendo los resultados obtenidos para cerdo adulto y anciano.

Se comienza presentando los resultados para una disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 8mm por ser una de las más utilizadas en el caso de que el diámetro del tornillo interferencial sea de 7mm.

Los steps de los modelos que se muestran a continuación serán los descritos en el *capítulo 5*, con pequeños cambios en la presión y estiramiento del tendón dependiendo del diámetro del túnel, y que pueden verse en la Tabla A.1.

*Tabla A.1. Simulación de la reconstrucción para hueso trabecular elasto-plástico e isótropo*

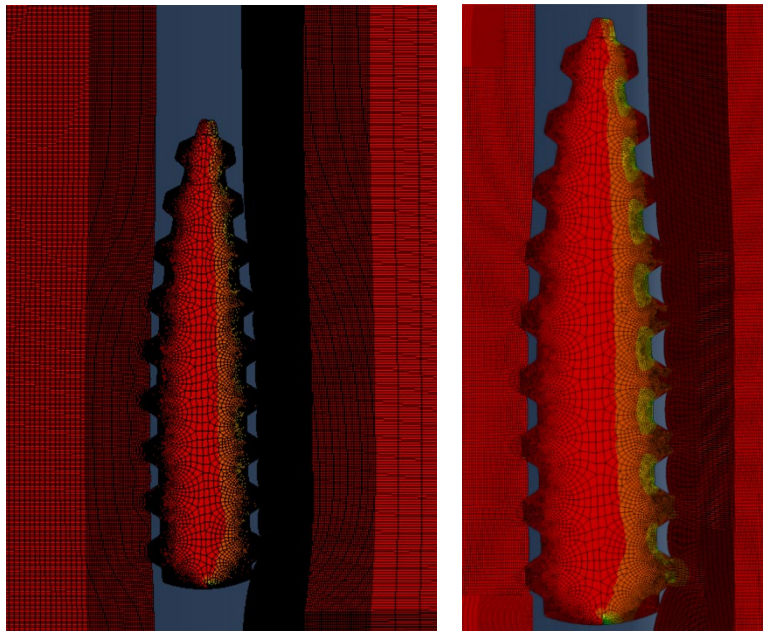
Time	Step
0-1	Comprimir tornillo (P=10000MPa)
1-2	Tensión tendón (-20mm)
2-4	Descomprimir tornillo

### Túnel tibial de 9mm

Una vez obtenidos los resultados para un diámetro inferior al estándar, se realiza una nueva simulación adaptando el modelo a una disposición geométrica con un túnel tibial un poco superior, con los steps comentados al inicio del subapartado adaptando las propiedades de todos ellos a la nueva configuración espacial. En este caso, el túnel es de 9mm y, por tanto, las tensiones y las deformaciones se preveen a priori, inferiores a las obtenidas en los casos anteriores.

En la Fig. A.3, se muestran los resultados de la simulación para hueso trabecular de cerdo joven cuyo modelo constitutivo se configura como elastoplástico e isótropo.

A continuación, se muestran las curvas de tensión mínima principal en el tendón en ambas zonas de contacto, con el hueso trabecular (Fig. A.4a) y con el tornillo interferencial (Fig. A.4b) para la disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 9mm. Se presentan los resultados para un cerdo joven ( $E=85\text{MPa}$ ,  $\sigma_y=5\text{MPa}$ ).



*Fig. A.3. Resultado de la reconstrucción con una disposición de túnel tibial de diámetro 9mm. Modelo de hueso de von Mises en individuo joven*

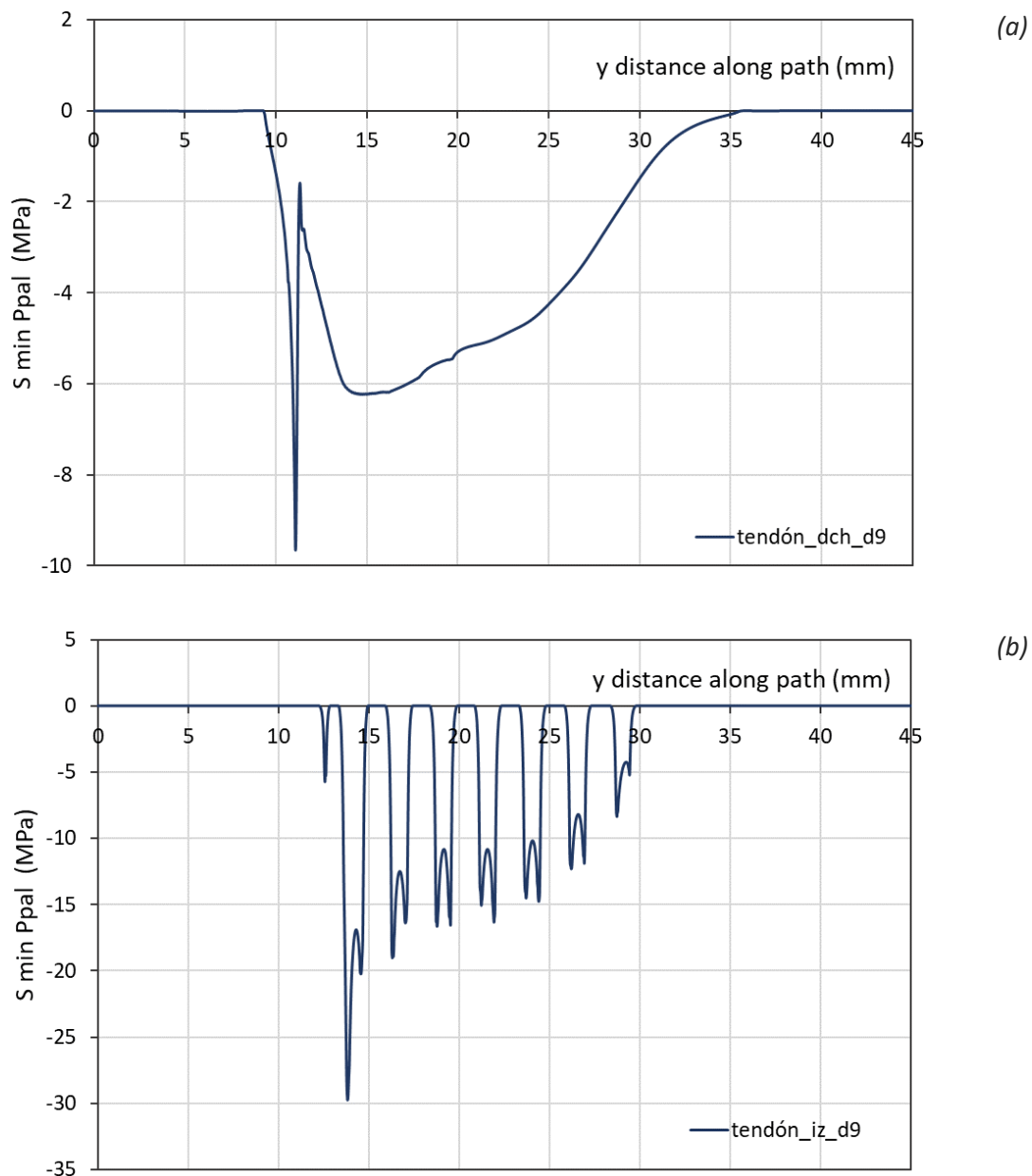


Fig. A.4. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven

A continuación, se muestran los resultados de tensión principal mínima (Fig. A.5a) y deformación principal mínima (Fig. A.5b) en el hueso trabecular que permanece en contacto con la plastia.

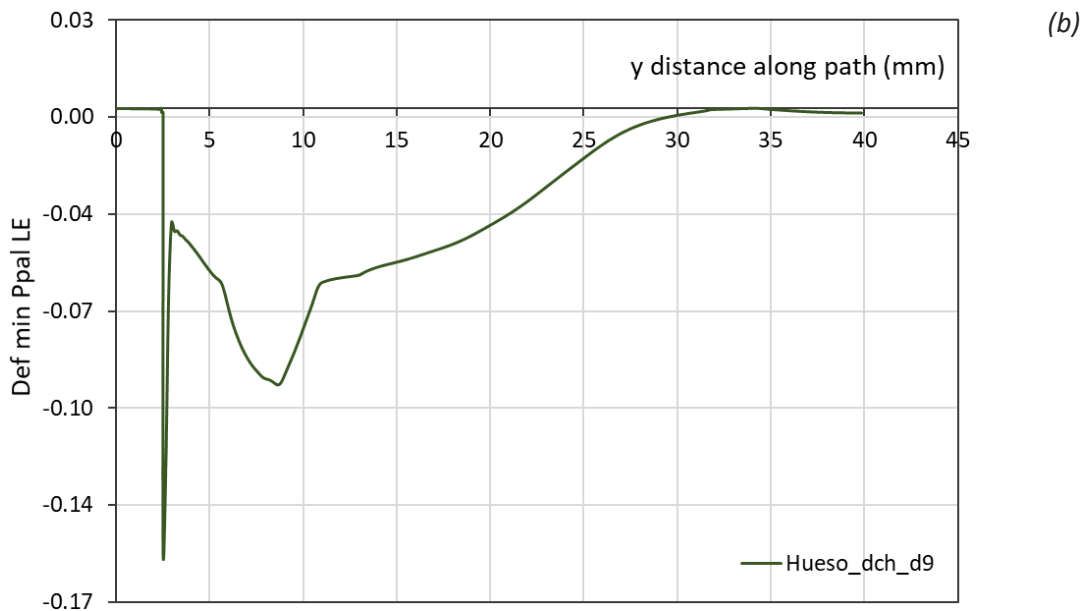
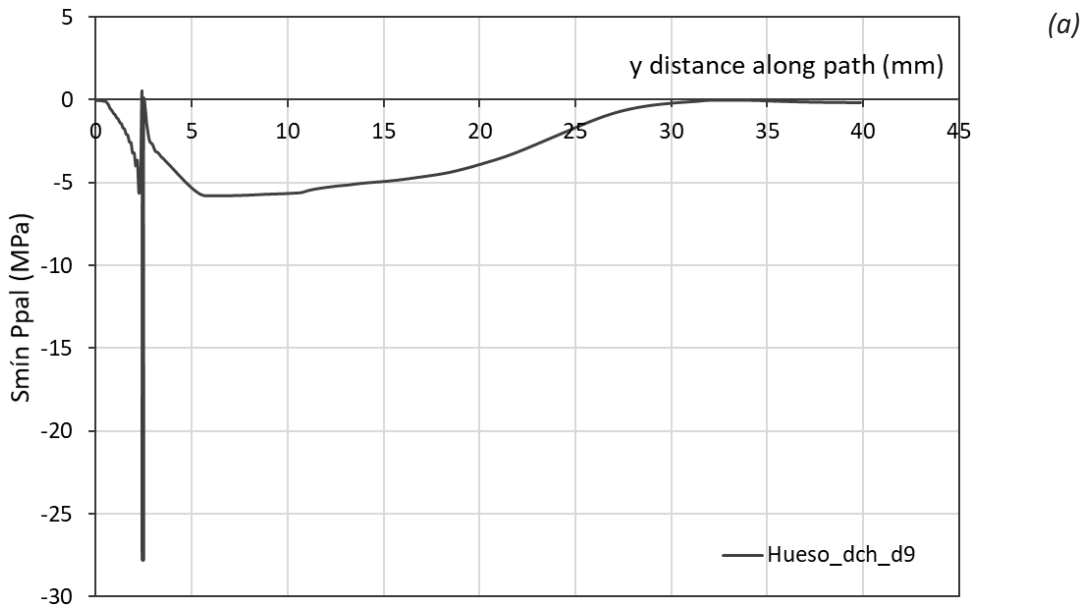


Fig. A.5. Tensión principal mínima (a) y deformación principal mínima (b) en el hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven

Finalmente, se muestran las tensiones (Fig. A.6.a) y deformaciones (Fig. A.6.b) que aparecen en el hueso trabecular en contacto con el tornillo. Una vez más, recordar que esas deformaciones se deben a cómo se está resolviendo el problema de cálculo y que no son las que aparecerían realmente en la reconstrucción real, puesto que existiría eliminación de material de hueso trabecular según va introduciéndose el tornillo en el túnel tibial.



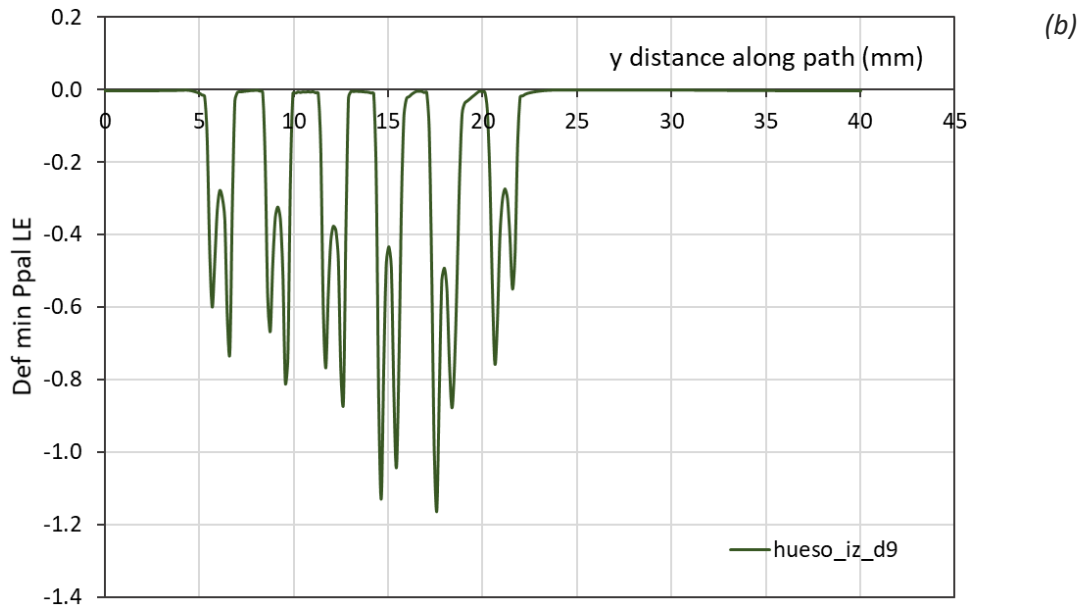
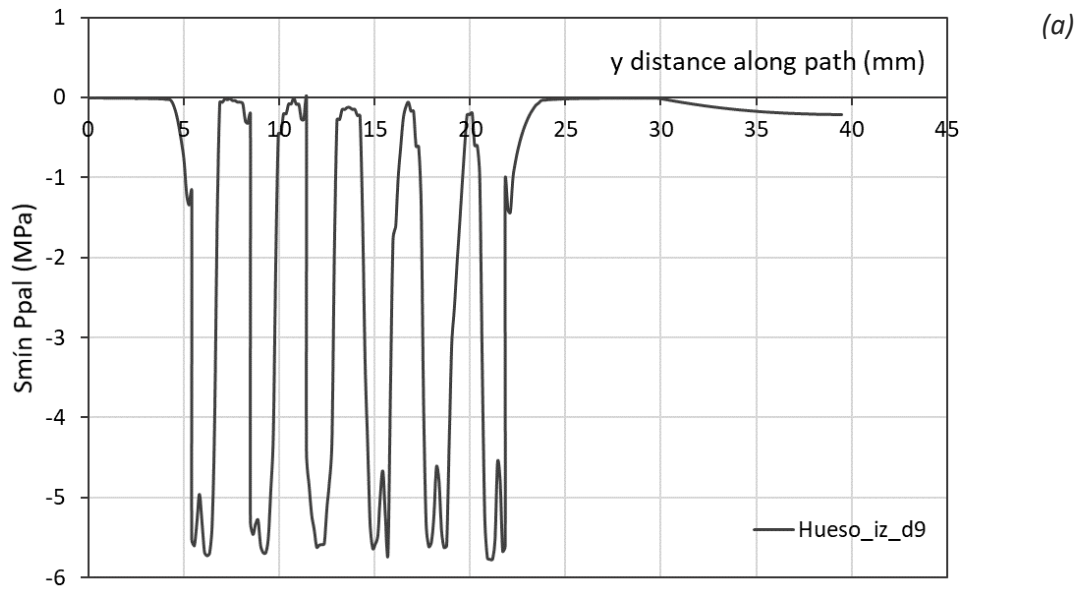


Fig. A.6. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial 9mm. Individuo joven

Una vez presentados los resultados para cerdo joven, espécimen elegido como el más representativo debido a que esta operación es más común entre personas en esta franja de edad, se muestran, a continuación, los resultados obtenidos para un cerdo adulto con la disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 9mm (Fig. A.7), para así poder comprobar la influencia de la calidad del hueso trabecular en la simulación de la reconstrucción de LCA. El hueso trabecular continúa siendo definido como elastoplástico e isótropo.

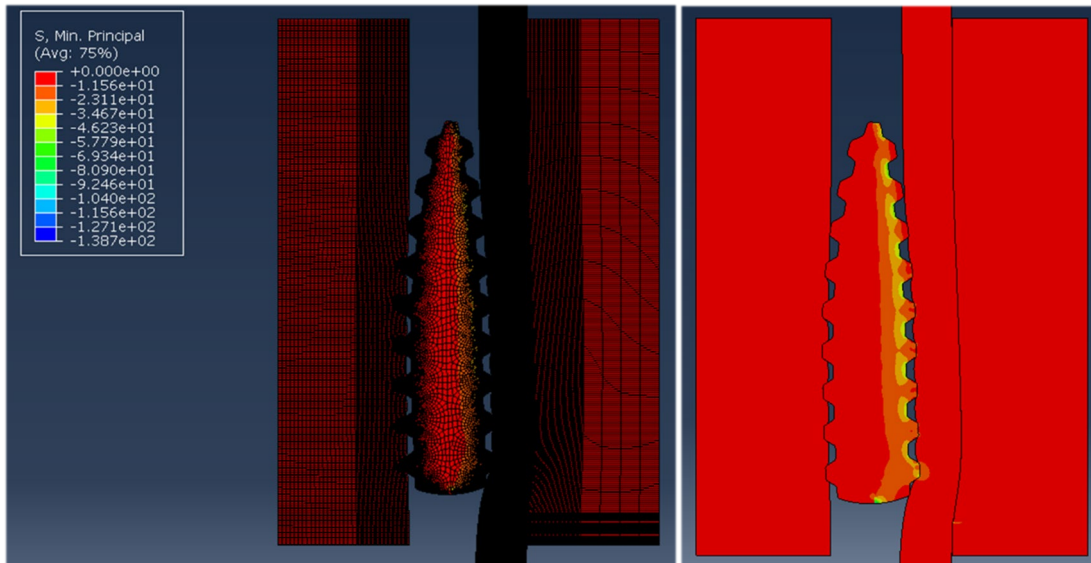


Fig. A.7. Resultados  $\sigma_{min\_ppal}$  para hueso de cerdo adulto modelado con la teoría de von Mises. Disposición de diámetro de túnel de 9mm

A continuación, se muestran las curvas de tensión mínima principal en el tendón para la disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 9mm. Se presentan los resultados para un cerdo adulto ( $E=110\text{MPa}$ ,  $\sigma_y=4\text{MPa}$ ) en la zona de contacto con el hueso trabecular (Fig. A.8a) y en la zona de contacto con el tornillo interferencial (Fig. A.8b).

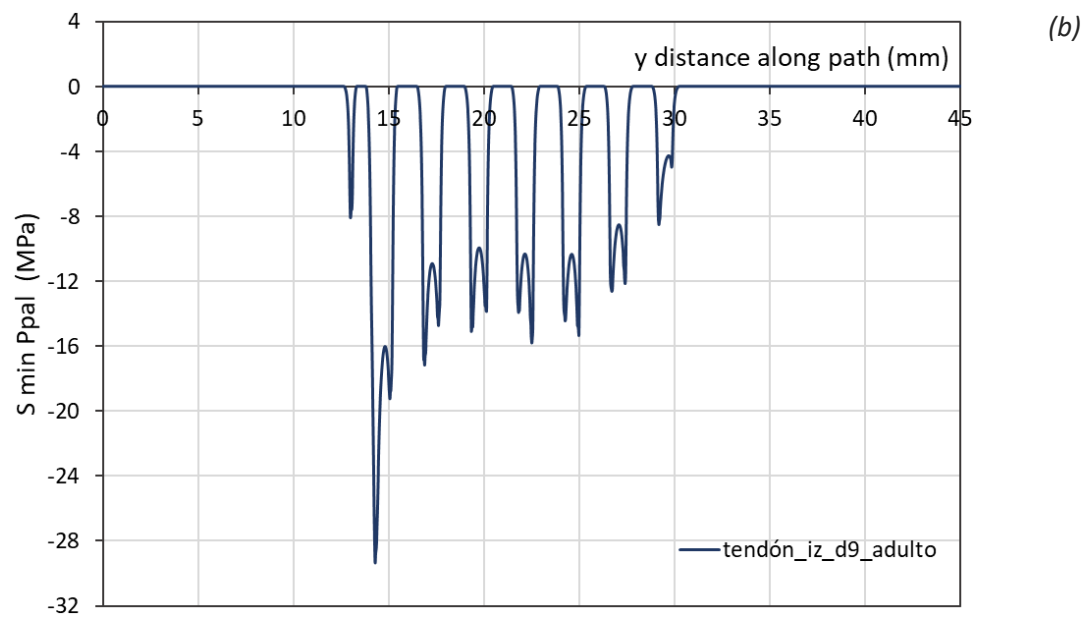
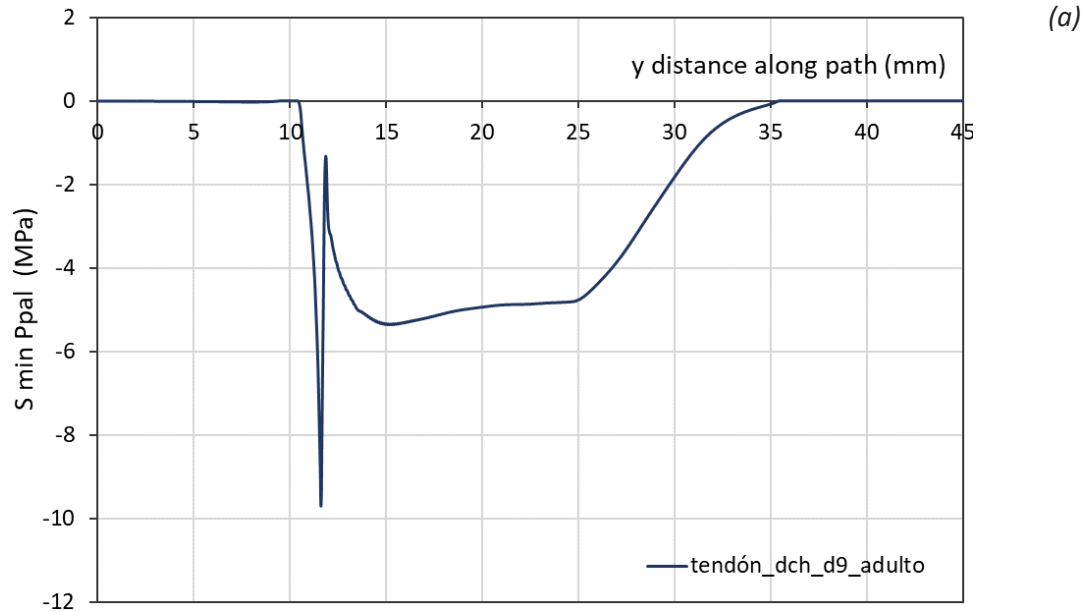


Fig. A.8. Tensión ppal.mín. en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel de 9mm con un individuo adulto

Además, se muestran en la Fig. A.9 el estado de tensiones (Fig. A.9a) y deformaciones (Fig. A.9b) de compresión en el hueso trabecular en contacto con la plastia. El túnel, igualmente, es de diámetro 9mm y las propiedades de los elementos corresponden a las de un individuo adulto.

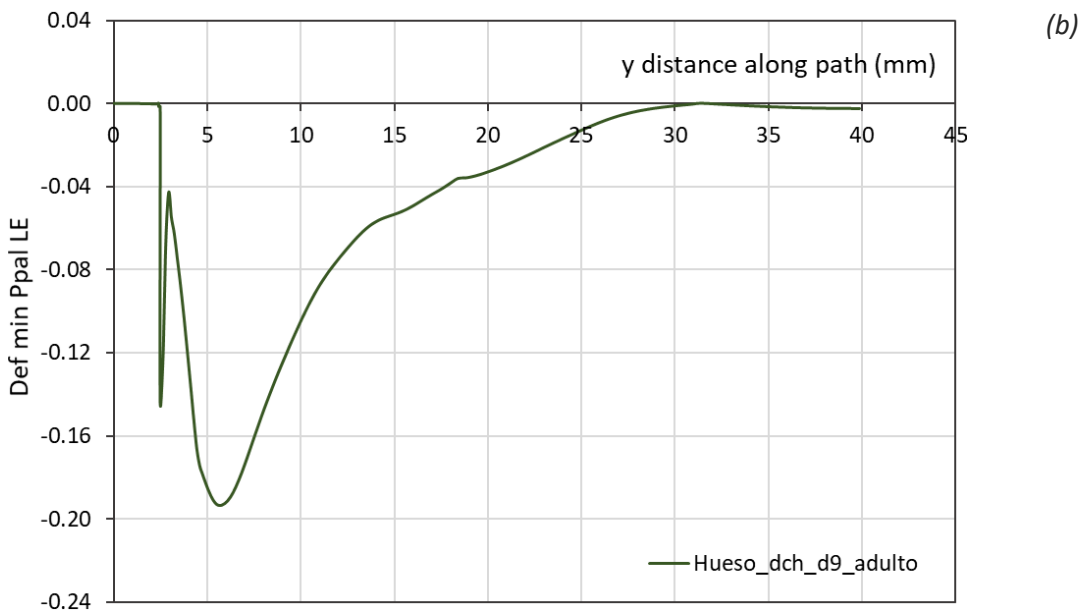
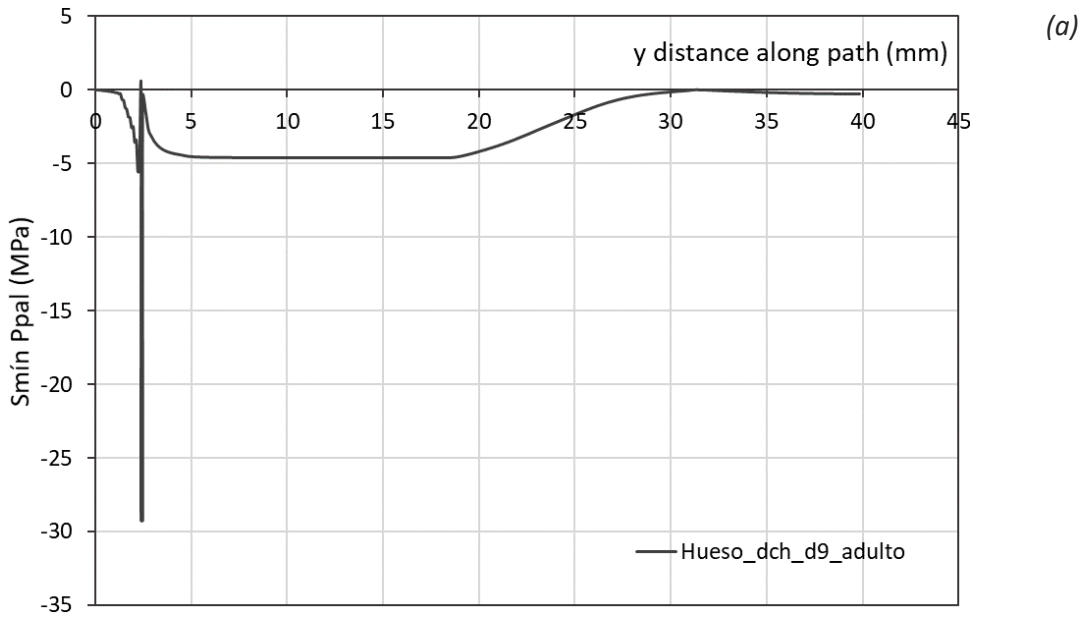
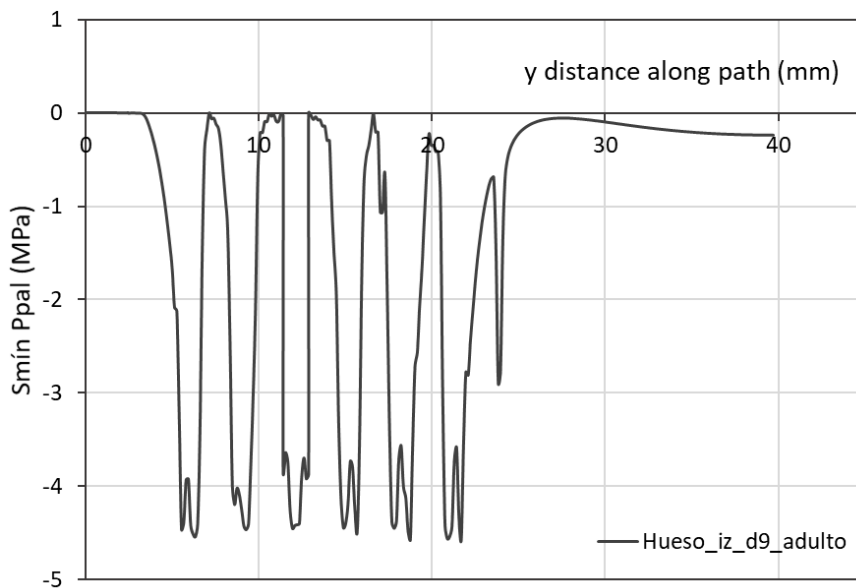
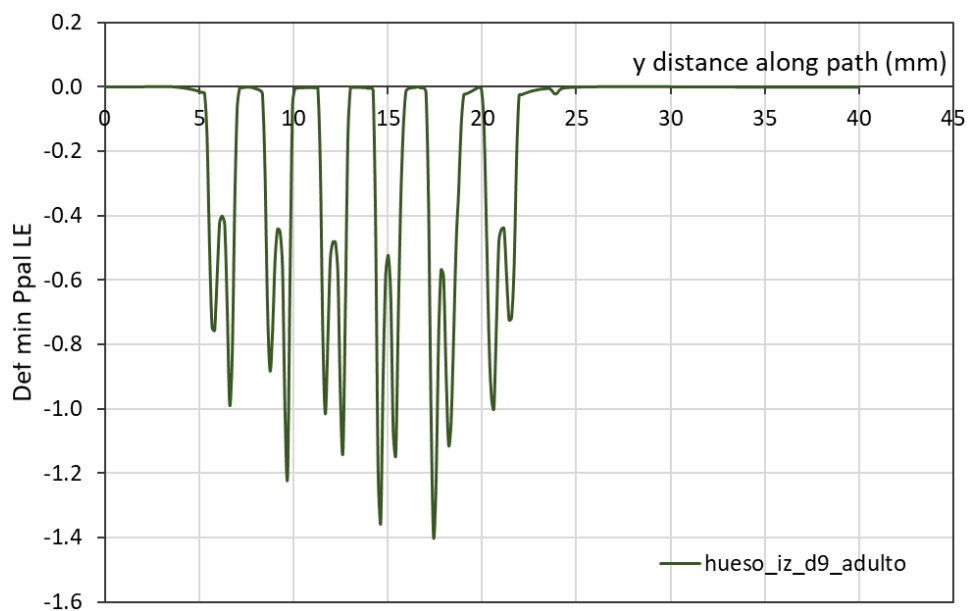


Fig. A.9. Tensiones (a) y deformaciones (b) principales mínimas en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición de túnel tibial 9mm e individuo adulto

Finalmente, se añaden las curvas tensión (Fig. A.10.a) y deformación (Fig. A.10.b) en el hueso trabecular en contacto con el tornillo interferencial.



(a)



(b)

Fig. A.10. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tornillo. Disposición de túnel de 9mm e individuo adulto

Se completa el estudio para diámetro tibial de 9mm, mostrando los resultados para cerdo anciano en la Fig. A.11. Así, se pueden ver las diferencias en el estado tensional entre unos y otros casos de estudio dependiendo de la calidad ósea del paciente. Esto influirá directamente en la presión ejercida entre los elementos de la fijación tibial (hueso-tornillo-plastia), y, por tanto, en el resultado final de la reconstrucción.

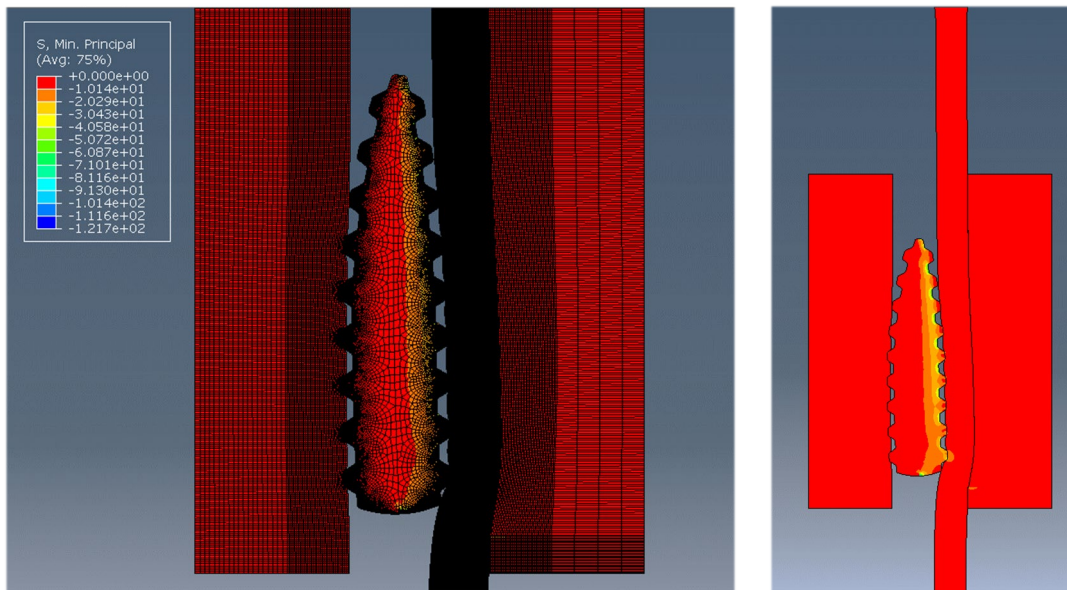


Fig. A.11. Resultados reconstrucción LCA en cerdo anciano con  $d_{\text{túnel}} 9\text{mm}$

A continuación, se representan las tensiones principales mínimas en el tendón, contra el hueso trabecular (Fig. A.12a) y contra el tornillo interferencial (Fig. A.12b).

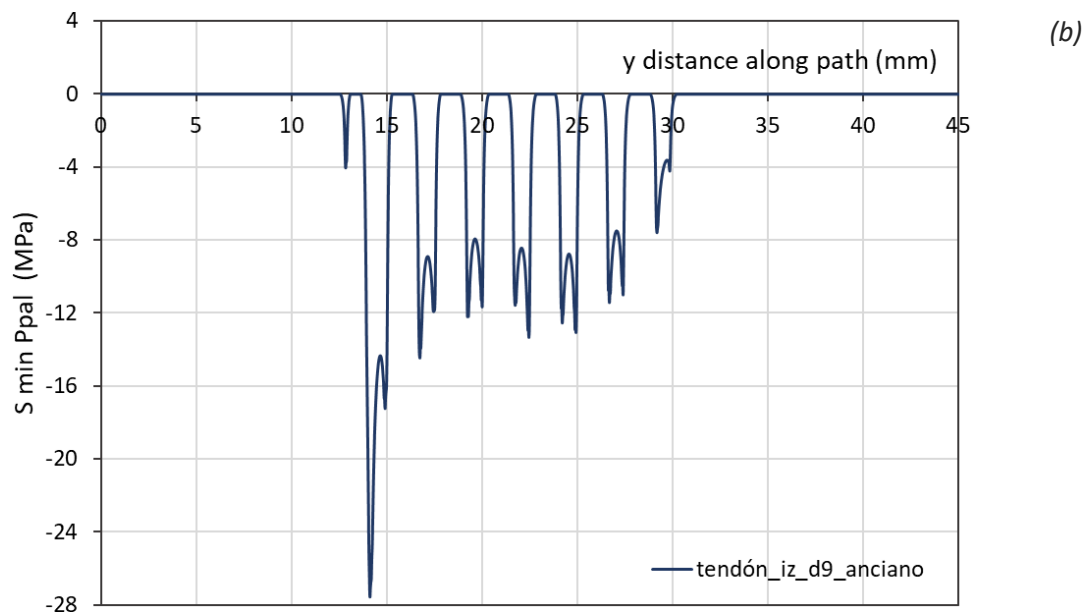
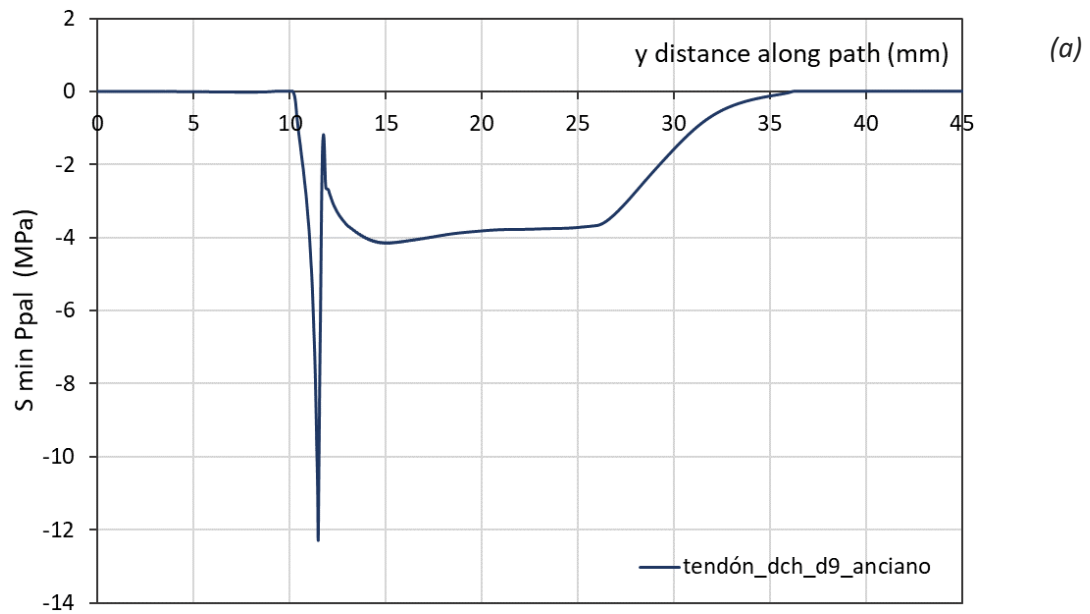


Fig. A.12. Tensiones principales mínimas en el tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo. Disposición diámetro túnel 9mm e individuo anciano

Seguidamente, se muestran los resultados de tensión (Fig. A.13a) y deformación (Fig. A.13b) en el hueso trabecular en la zona de contacto con el tendón.

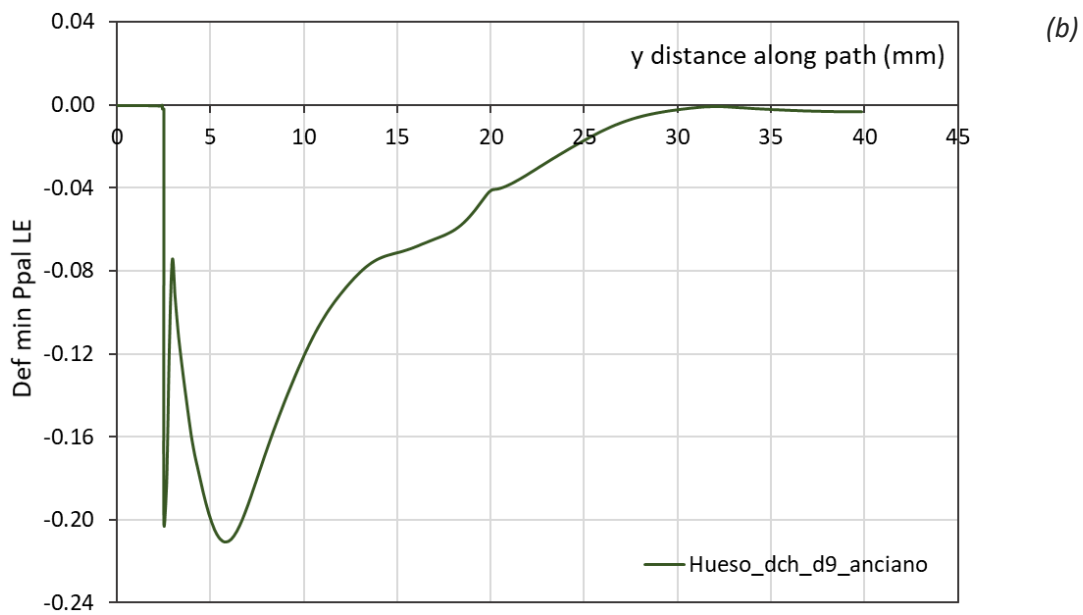
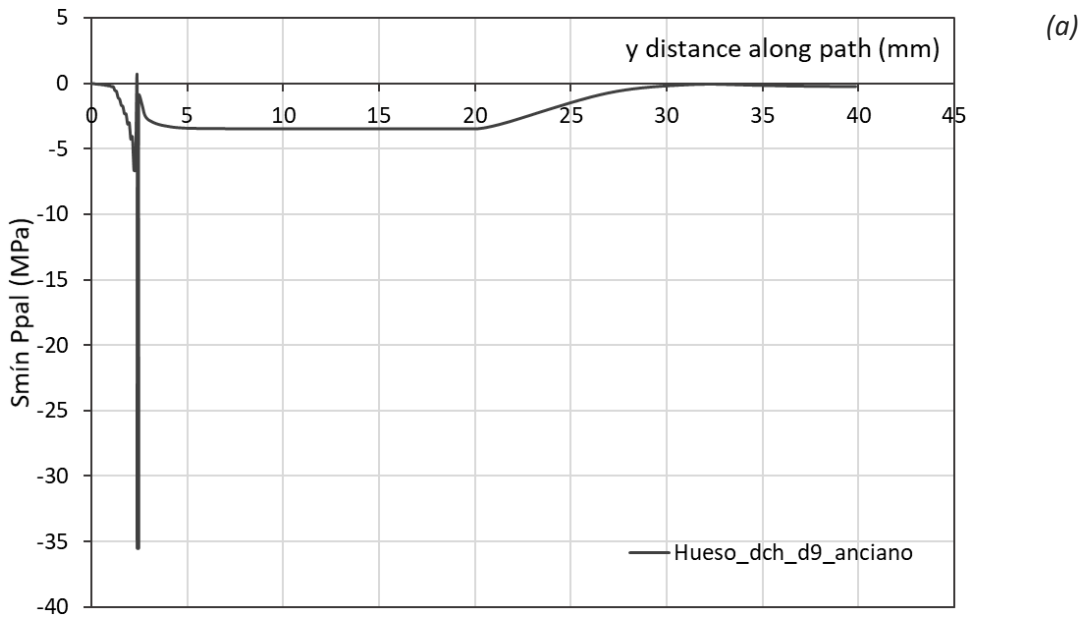


Fig. A.13. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial 9mm e individuo anciano

Finalmente, se muestran los resultados de tensión principal mínima (Fig. A.14a) y deformación principal mínima (Fig. A.14b) en el hueso trabecular contra el tornillo interferencial.



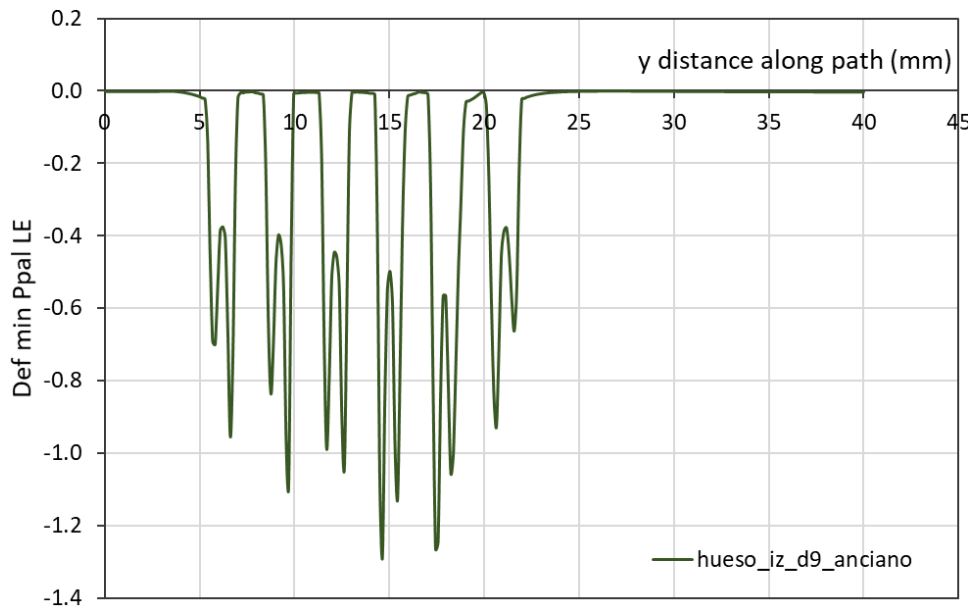
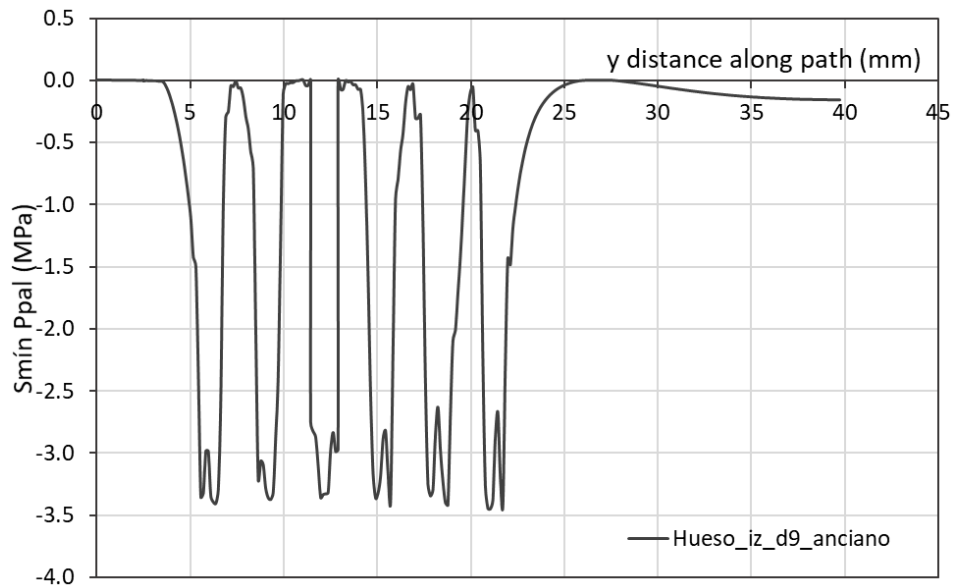


Fig. A.14. Tensión (a) y deformación (b) principal mínima en hueso trabecular contra el tornillo. Disposición de túnel 9mm e individuo anciano

### Túnel tibial de 8mm

El resultado del cálculo por elementos finitos para un túnel tibial de diámetro 8mm y un hueso trabecular definido como un material elastoplástico e isótropo con las propiedades correspondientes a un cerdo joven, se representa en la Fig. A.15.

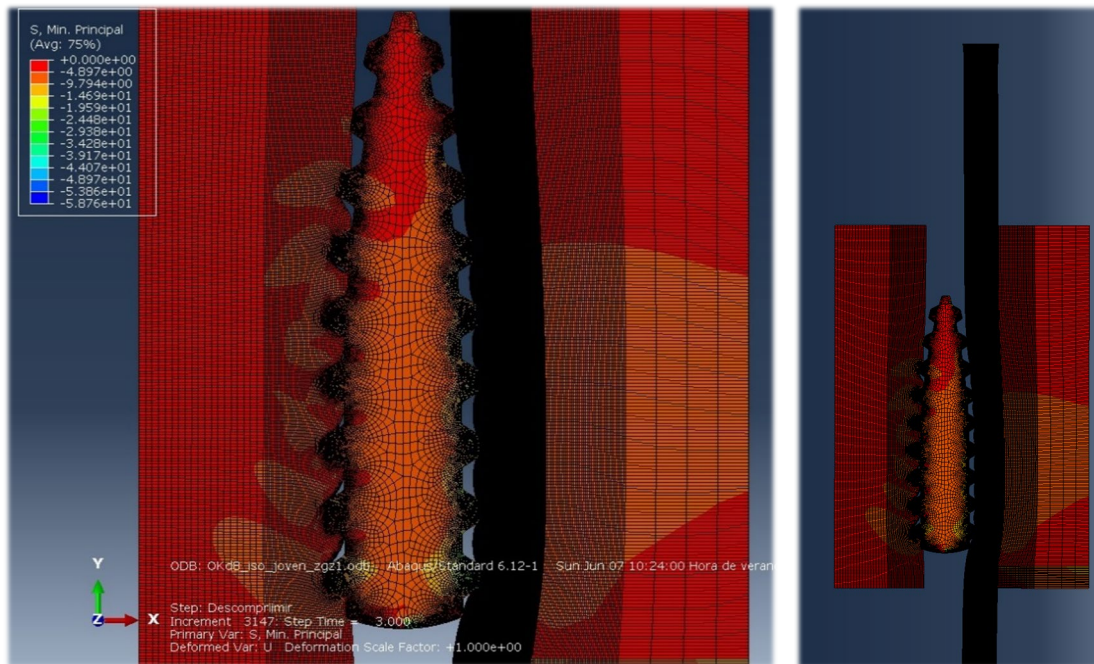


Fig. A.15. Resultados de la reconstrucción utilizando modelo de von Mises en hueso de cerdo joven. Disposición de diámetro de túnel 8mm

A continuación, se presentan las curvas de tensión principal mínima a uno y otro lado del tendón, es decir, en contacto con el hueso trabecular (Fig. A.16a) y en contacto con el tornillo interferencial (Fig. A.16b).

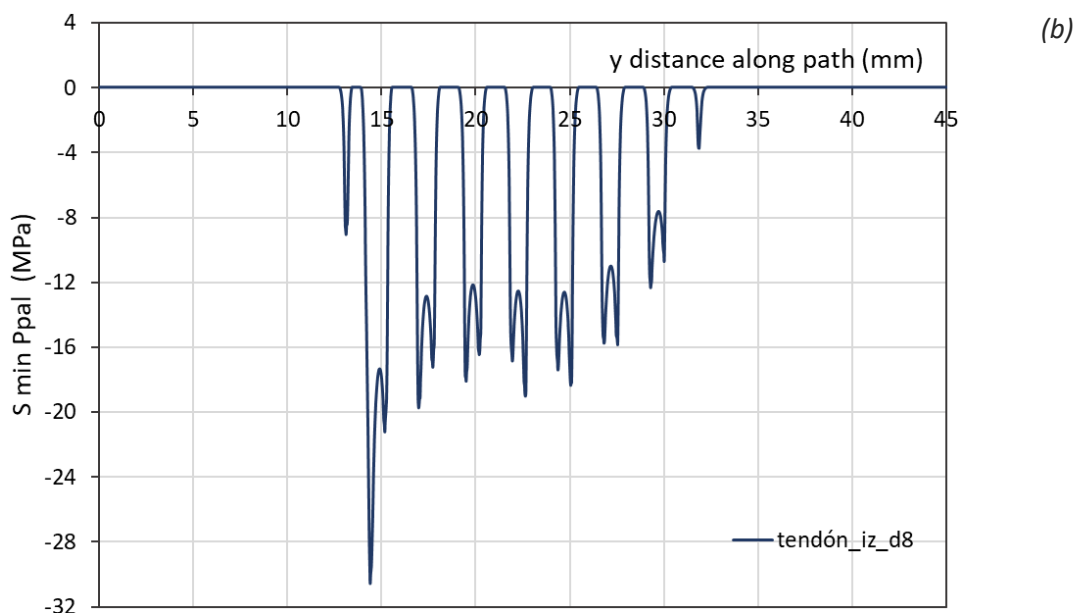
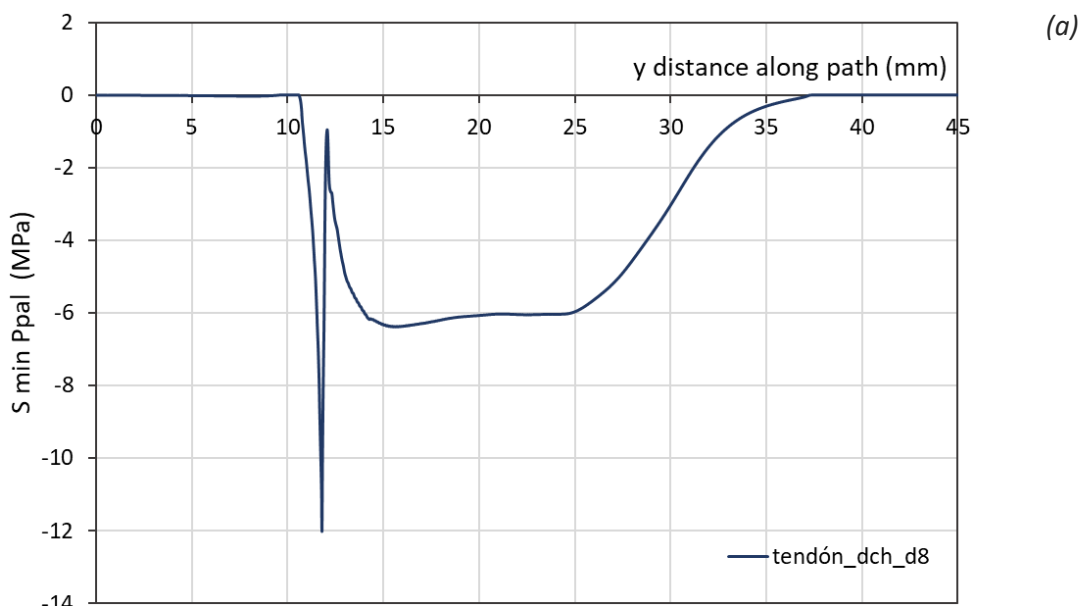


Fig. A.16. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial en disposición de túnel tibial de 8mm. Individuo joven

Una vez conocido el estado tensional en el tendón, se representa en Fig. A.17.a la tensión principal mínima que aparece en el hueso trabecular en contacto con el tendón sustituto una vez introducido el tornillo interferencial en el túnel tibial. Además, se añade el estado de deformaciones de la zona en la Fig. A.17.b.

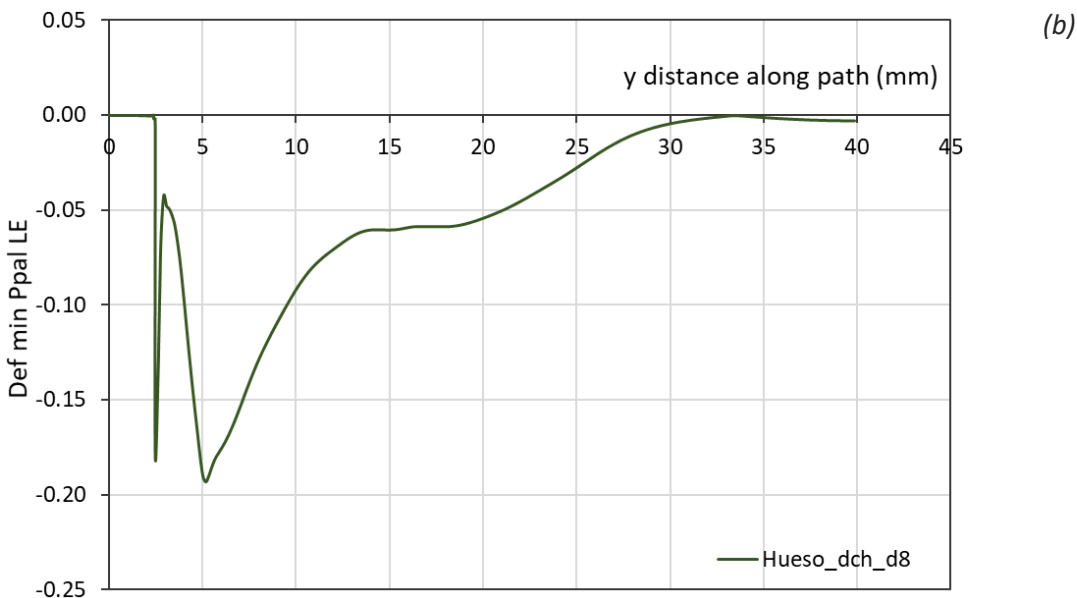
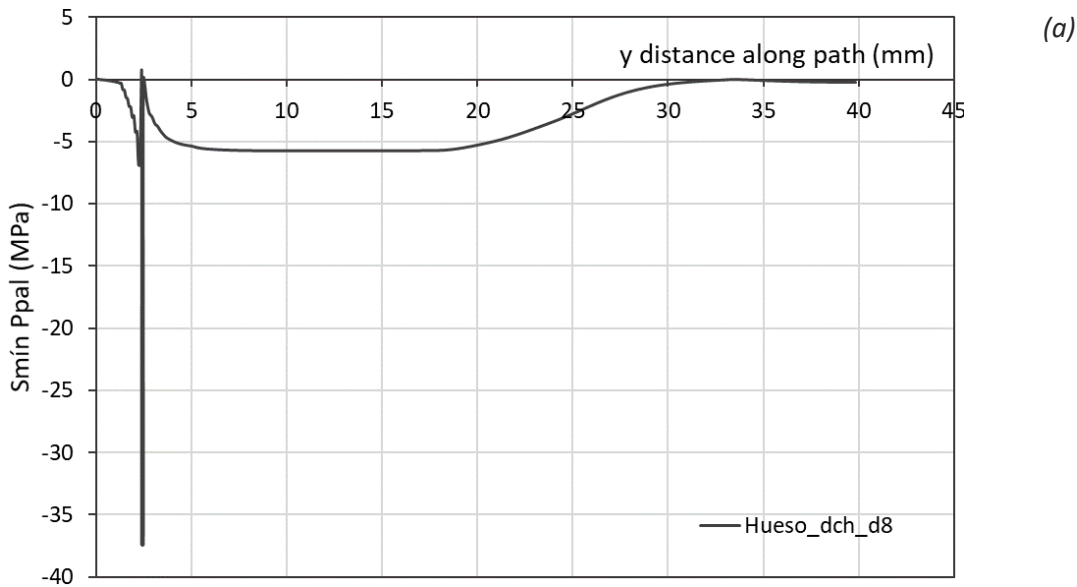


Fig. A.17. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición diámetro túnel 8mm e individuo joven

A continuación, se representa la tensión principal mínima (tensión de compresión) en el hueso izquierdo (zona de contacto entre tornillo interferencial y hueso trabecular) en la Fig. A.18a. Además, es necesario conocer la deformación a la que se ve sometido el hueso trabecular tras la inserción del tornillo interferencial. El diámetro de túnel elegido ya presenta mayores deformaciones como se puede observar en la Fig. A.18b. Es por tanto que se debe tener en cuenta que un paso importante a añadir para continuar con este estudio, sería completar la simulación con un modelo de daño, que permitiría fijar una deformación máxima a partir de la cual el hueso trabecular resultaría dañado.

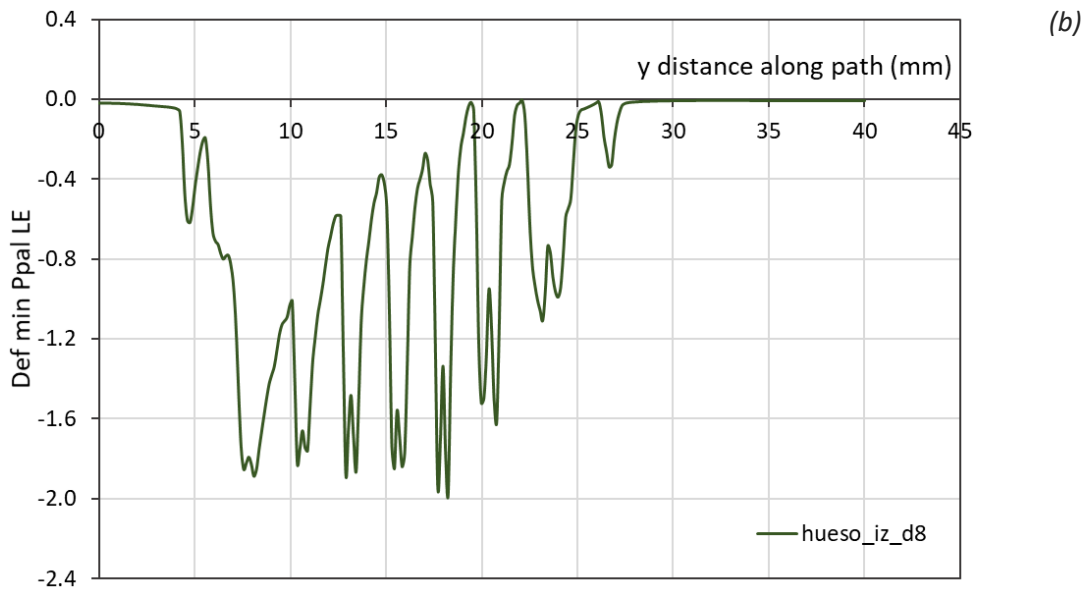
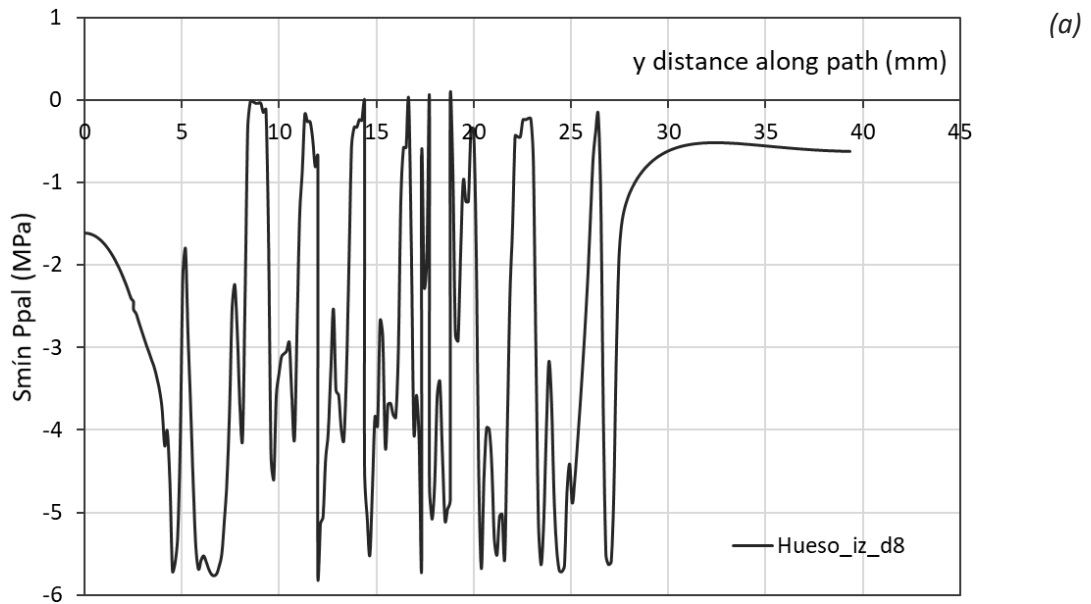


Fig. A.18. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín. (b) en hueso trabecular contra tornillo interferencial. Disposición diámetro túnel 8mm e individuo joven

Una vez presentados los resultados para cerdo joven, espécimen elegido como el más representativo debido a que esta operación es más común entre personas en esta franja de edad, se muestran, a continuación, los resultados obtenidos para un cerdo adulto con la disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 8mm (Fig. A.19), para así poder comprobar la influencia de la calidad del hueso trabecular en la simulación de la reconstrucción de LCA. El hueso trabecular continúa siendo definido como elastoplástico e isótropo.

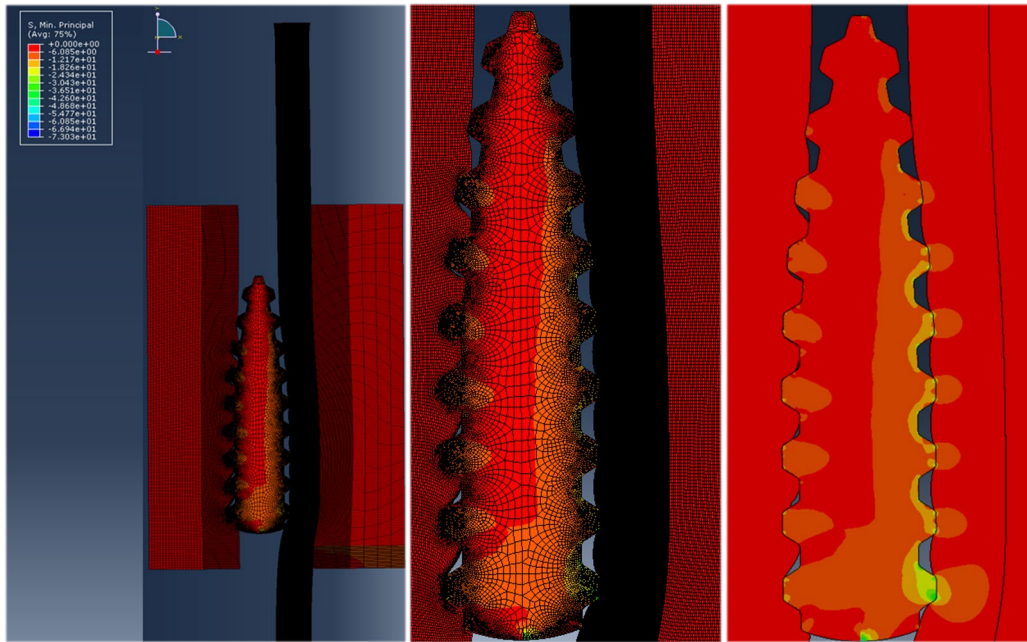


Fig. A.19. Resultados de la reconstrucción para el modelo de von Mises en hueso de cerdo adulto. Disposición de diámetro de túnel 8mm

Seguidamente, se muestran las curvas de tensión principal mínima para el tendón que sustituye al ligamento dañado contra el hueso trabecular (Fig. A.20a) y contra el tornillo interferencial (Fig. A.20b). Además, se muestran las curvas de tensión principal mínima y deformación principal mínima en el hueso trabecular, tanto en contacto con el tendón (Fig. A.21) como con el tornillo interferencial (Fig. A.22).

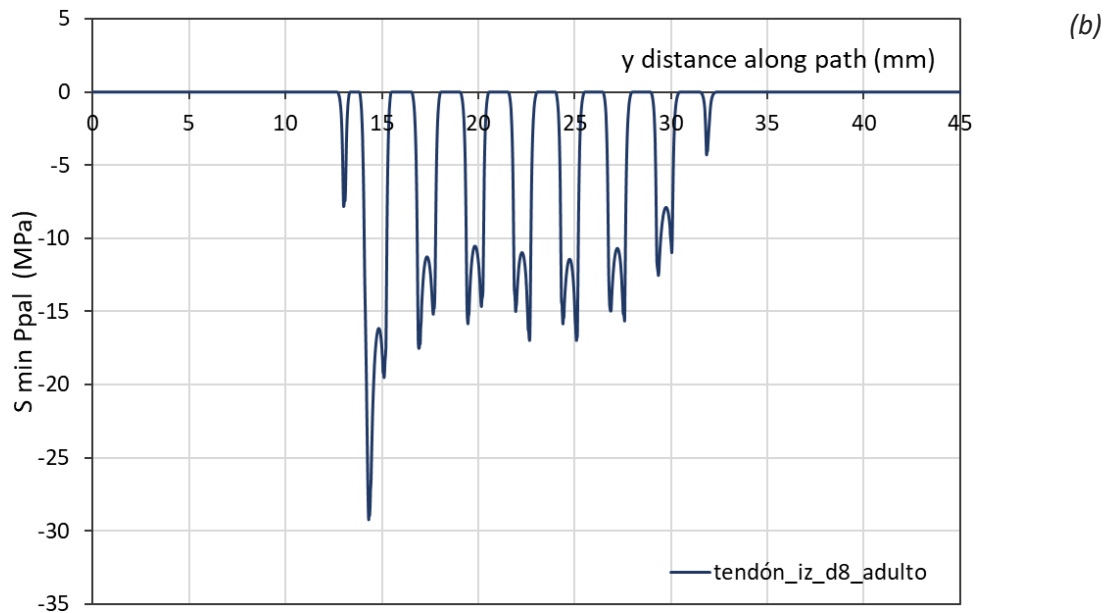
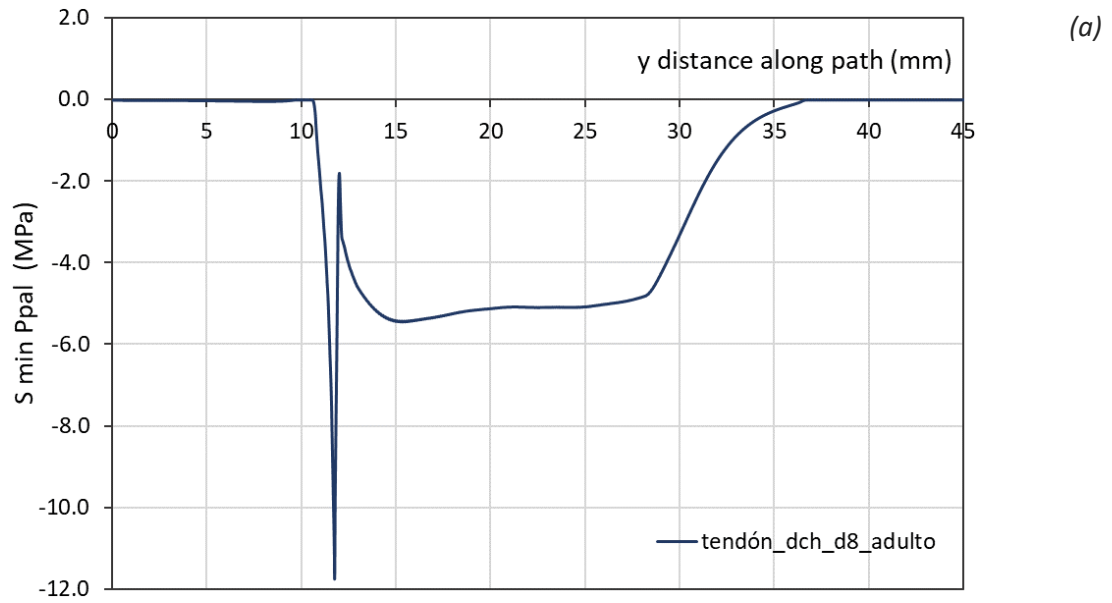


Fig. A.20. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo. Cerdo adulto en disposición de diámetro de túnel 8mm

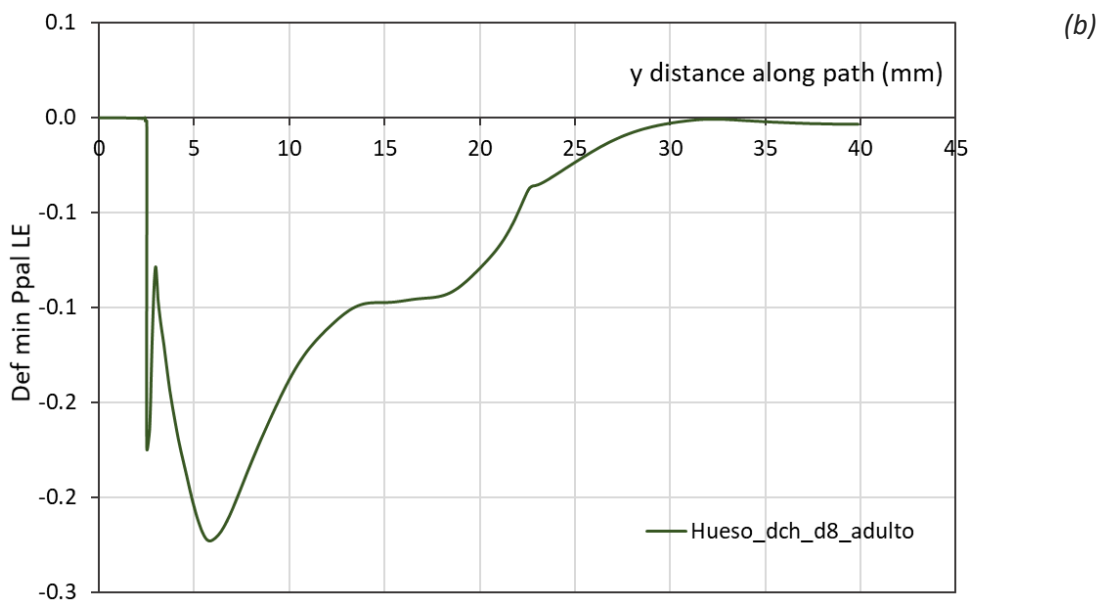
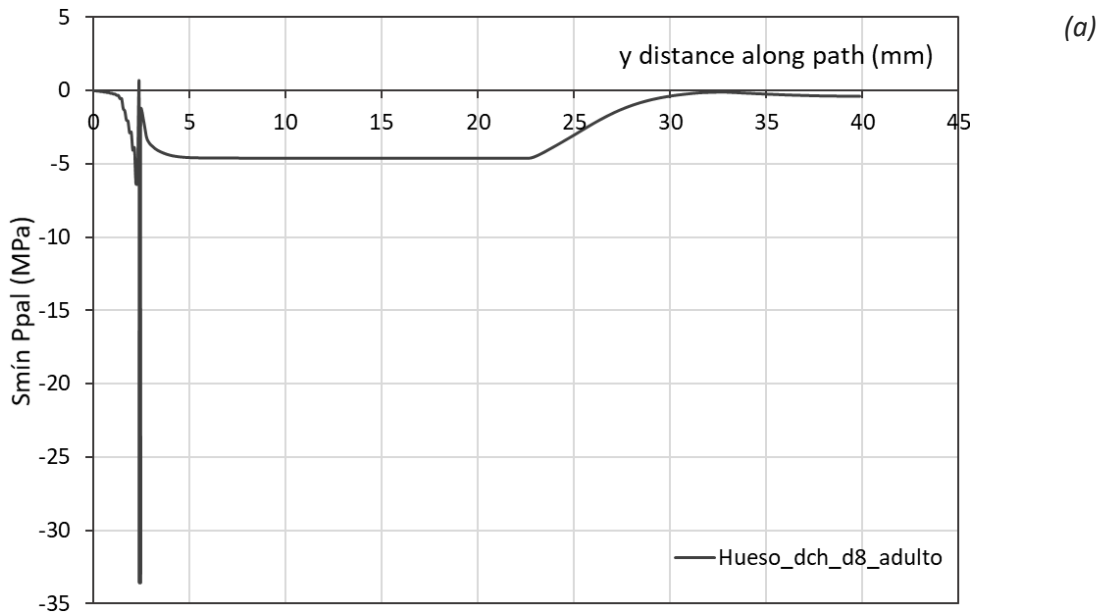


Fig. A.21. Curvas tensión ppal. mínima (a) y deformación ppal. mínima (b) en el hueso trabecular contra el tendón. Individuo adulto en disposición de diámetro de túnel tibial de 8mm



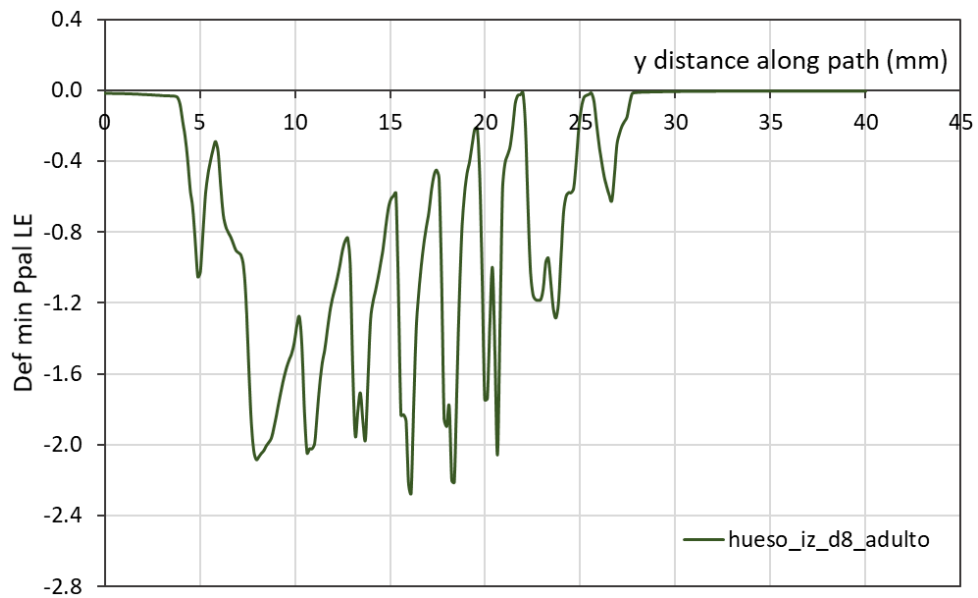
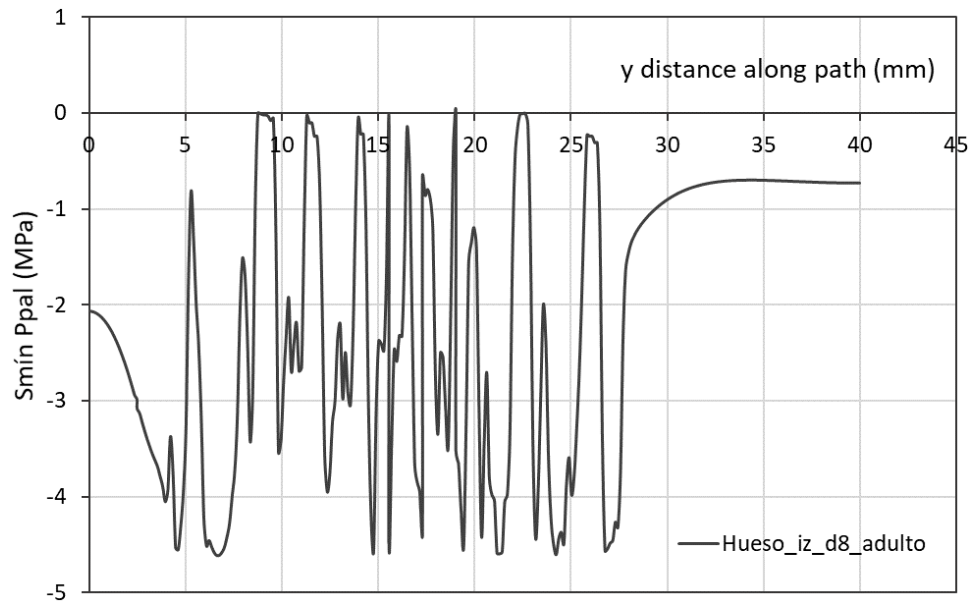


Fig. A.22. Curvas tensión ppal. mínima (a) y deformación ppal. mínima (b) en el hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Individuo adulto en disposición de diámetro de túnel tibial de 8mm

Finalmente, y completando así el estudio para una disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 8mm, se presentan los resultados para el caso de un espécimen con propiedades de hueso trabecular en la franja de edad denominada como anciano (Fig. A.23)

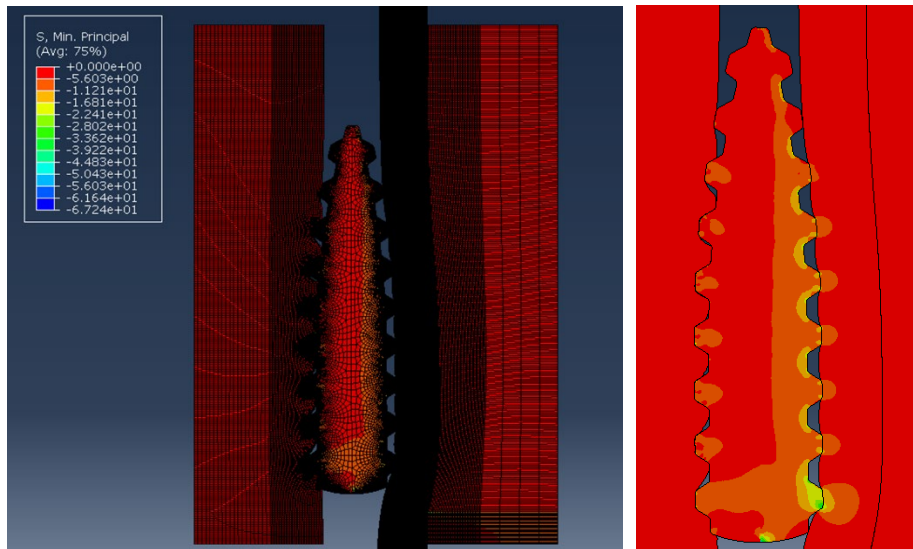


Fig. A.23. Resultados de la reconstrucción para el modelo de von Mises en hueso de cerdo anciano. Disposición de diámetro de túnel 8mm

A continuación, se presentan las curvas de tensión principal mínima a uno y otro lado del tendón, es decir, en contacto con el hueso trabecular (Fig. A.24a) y en contacto con el tornillo interferencial (Fig. A.24b).

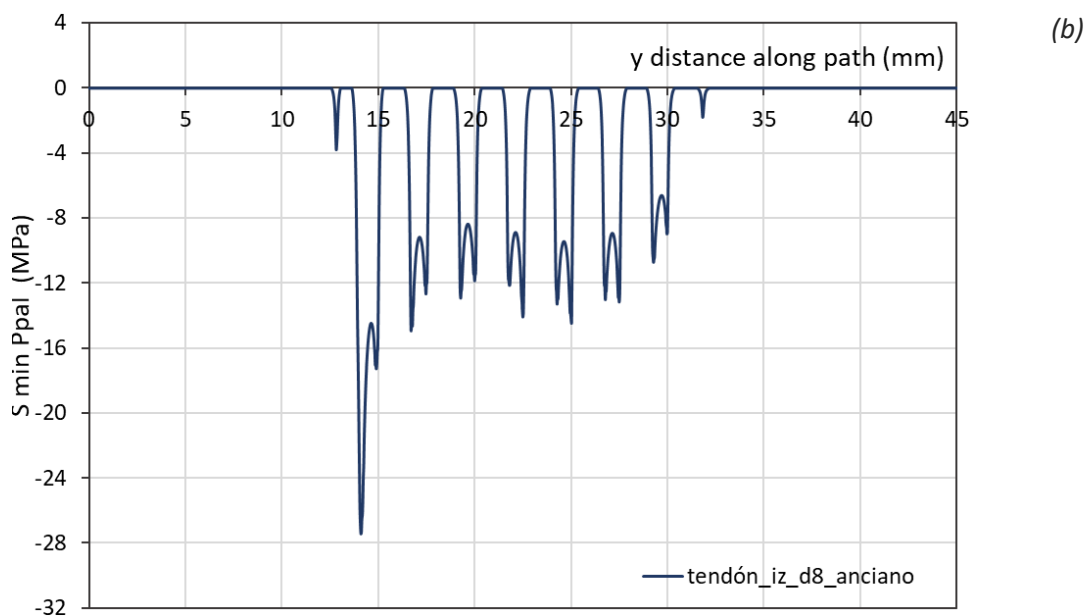
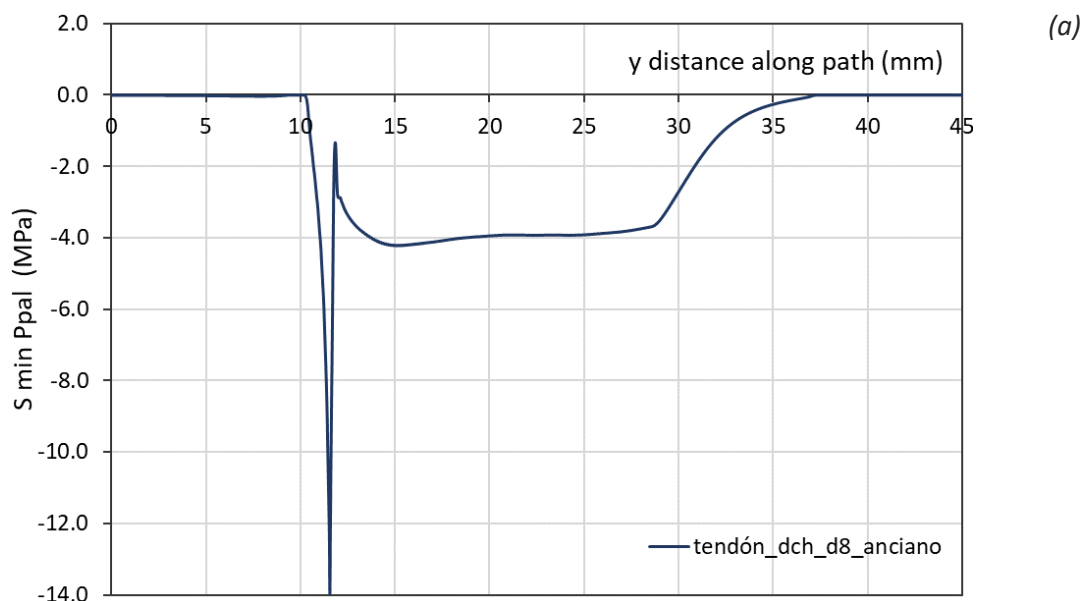


Fig. A.24. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano

Se representa en la Fig. A.25a la tensión principal mínima que aparece en el hueso trabecular en contacto con el tendón una vez introducido el tornillo interferencial en el túnel tibial. Además, se añade el estado de deformaciones de la zona en la Fig. A.25b.

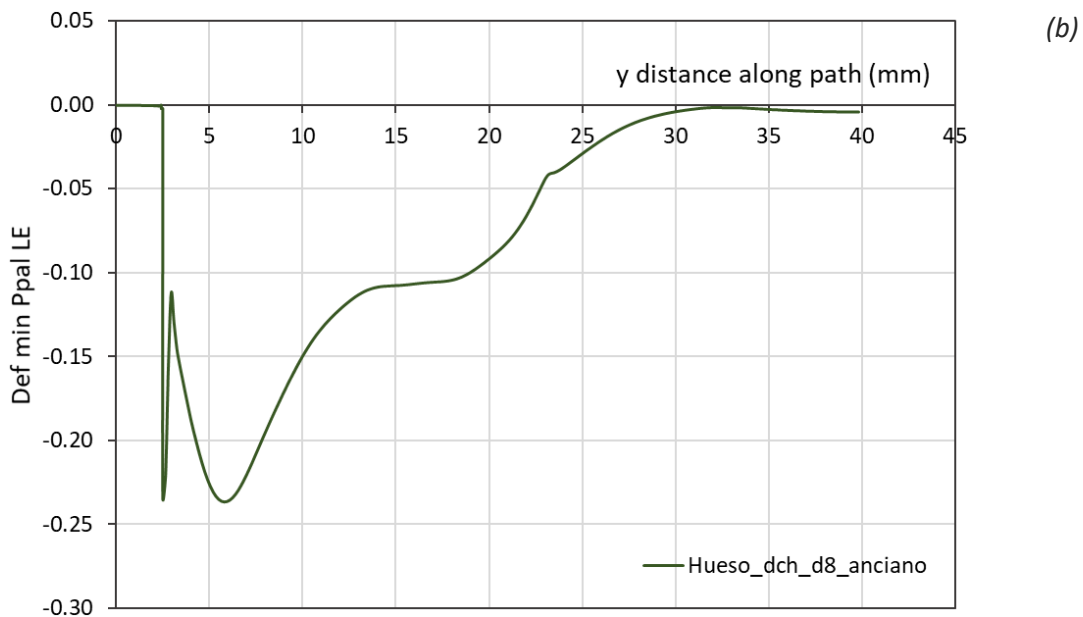
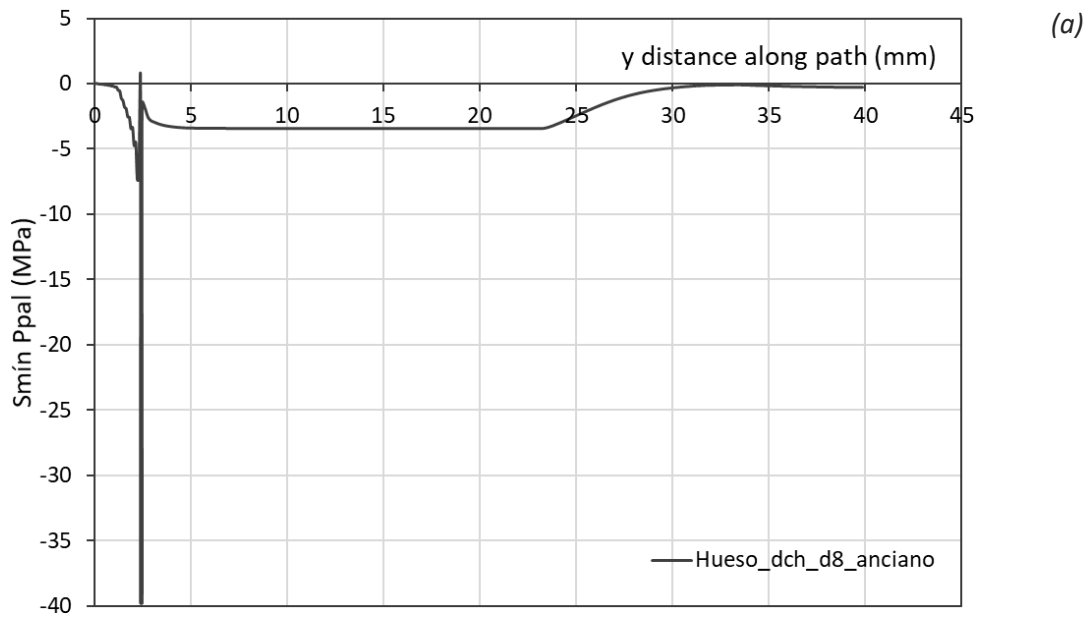


Fig. A.25. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín en hueso trabecular en contacto con la plastia. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano

A continuación, se representa la tensión principal mínima (tensión de compresión) en el hueso izquierdo (zona de contacto entre tornillo interferencial y hueso trabecular) en la Fig. A.26a. Además, es necesario conocer la deformación a la que se ve sometido el hueso trabecular tras la inserción del tornillo interferencial (Fig. A.26b).

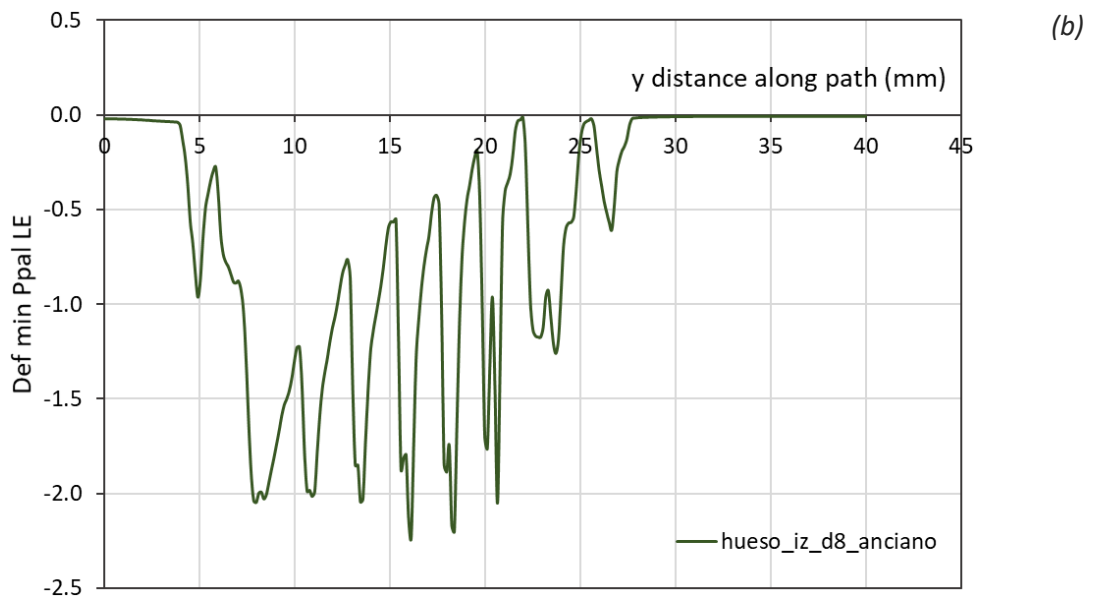
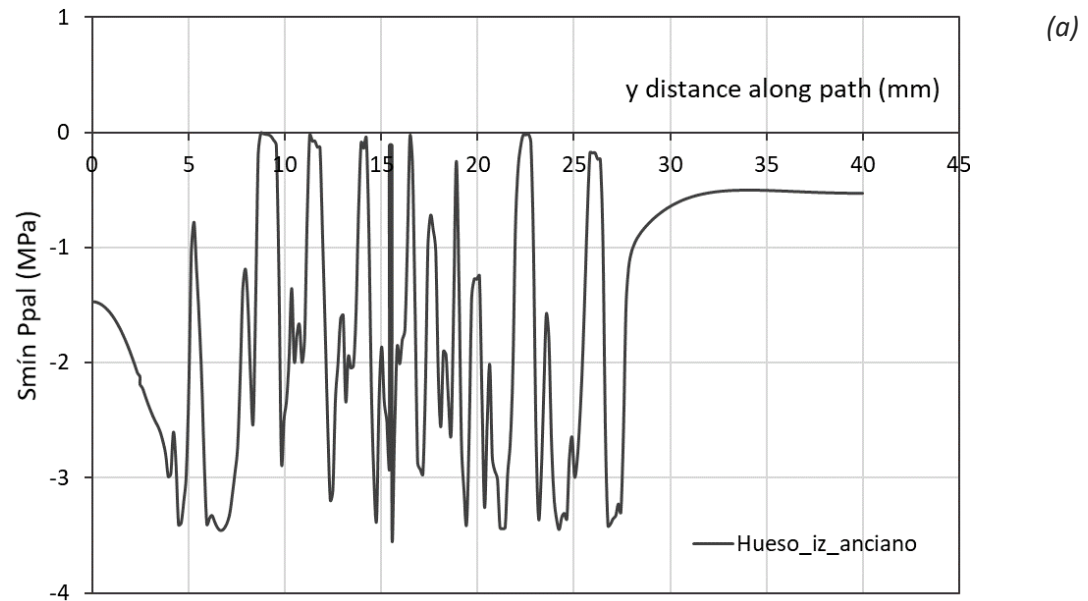


Fig. A.26. Tensión ppal. mín. (a) y deformación ppal. mín. en hueso trabecular contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 8mm con propiedades de individuo anciano

### Túnel tibial de 7 mm

Una vez obtenidos los resultados para diámetro de túnel tibial de 8mm, se necesita comprobar qué ocurriría en el estado final de la reconstrucción, para cada una de las franjas de edad estudiadas, si se disminuye o aumenta en 1mm el diámetro del túnel tibial.

Se realiza, por tanto, la simulación con los steps comentados al inicio del subapartado adaptando las propiedades de cada uno al hueco existente en este modelo de elementos finitos. El túnel es 1 mm menor y, por tanto, las tensiones y las deformaciones se prevén a priori, superiores.

En la Fig. A.27, se muestran los resultados de la simulación para hueso trabecular de cerdo joven cuyo modelo constitutivo se configura con las ecuaciones de von Mises.

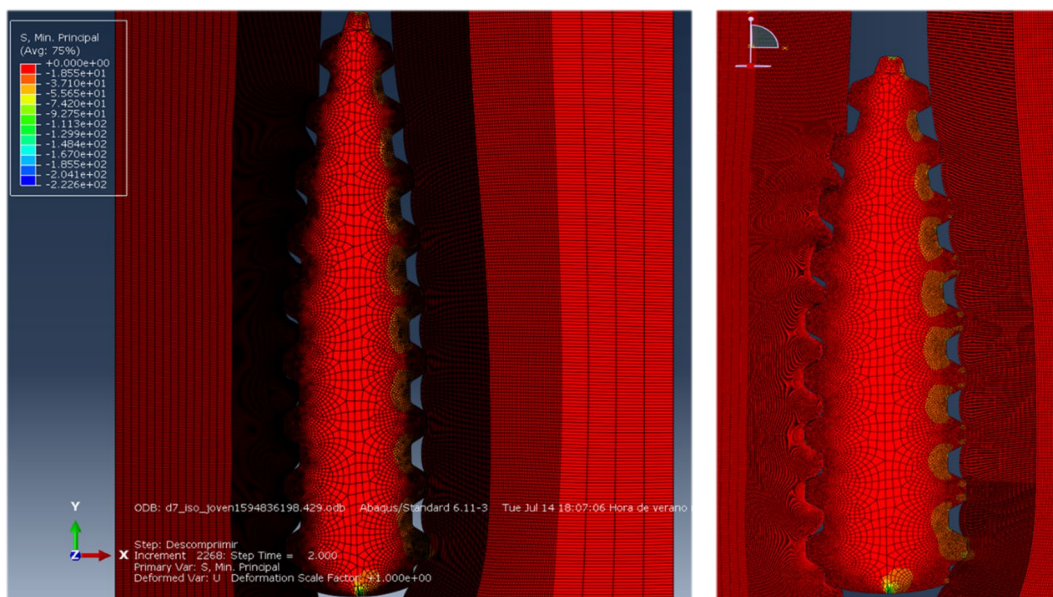


Fig. A.27. Resultado de la simulación para túnel tibial de 7mm. Cerdo joven

Una vez obtenidos los resultados, se extraen de los mismos las curvas de tensión principal mínima ( $\sigma_{min\_ppal}$ ) frente a un path creado en toda la longitud del tendón (Fig. A.28). Se representa, como para el modelo anterior, las tensiones que se producen en el tendón contra el hueso trabecular (Fig. A.28.a) y las producidas en el tendón contra el tornillo interferencial (Fig. A.28.b).

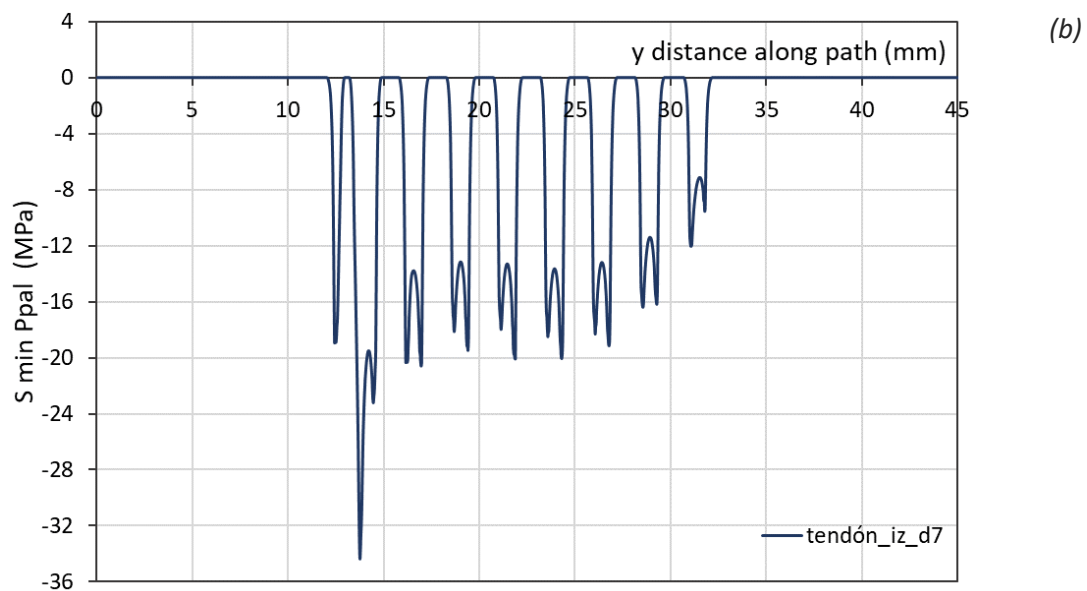
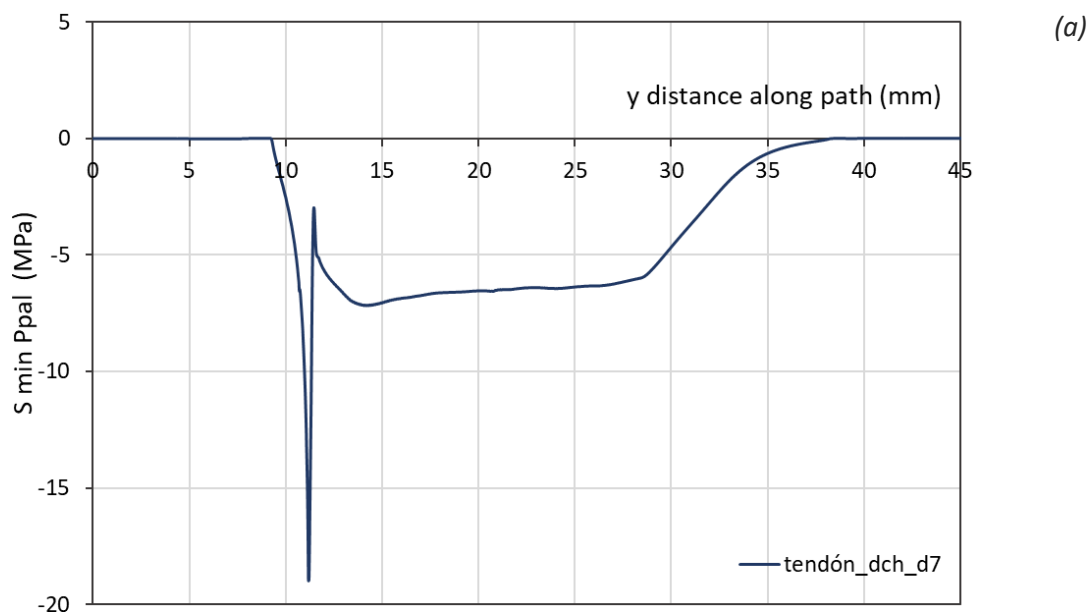


Fig. A.28. Tensión principal mínima en tendón: (a) contra hueso trabecular; (b) contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven

A continuación, se representa el estado de tensiones (Fig. A.29a) y deformaciones (Fig. A.29b) en el hueso trabecular que permanece en contacto con el tendón.

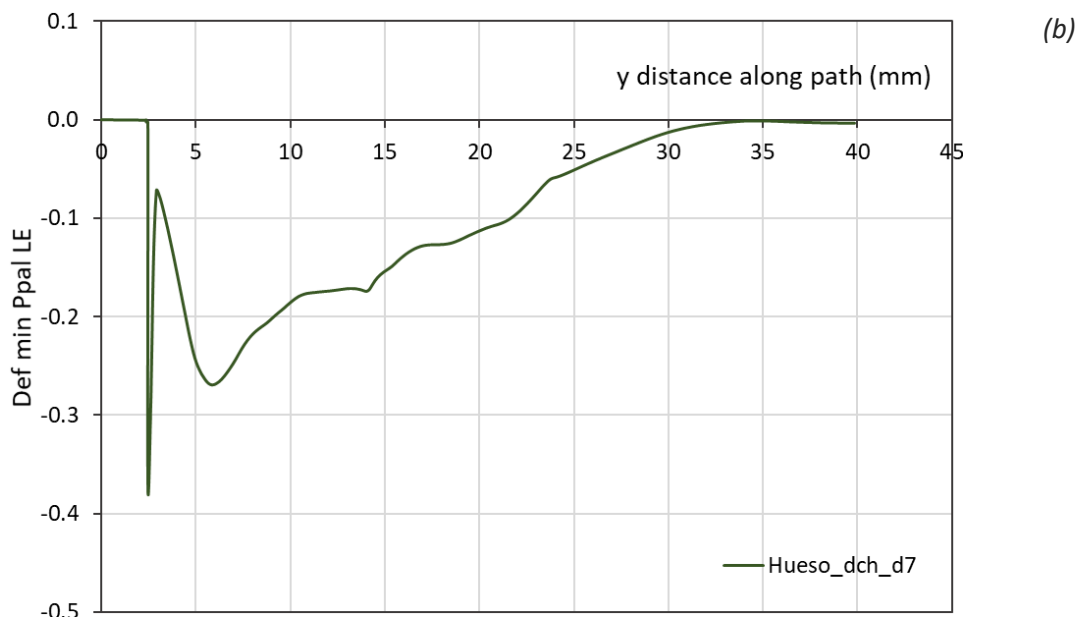
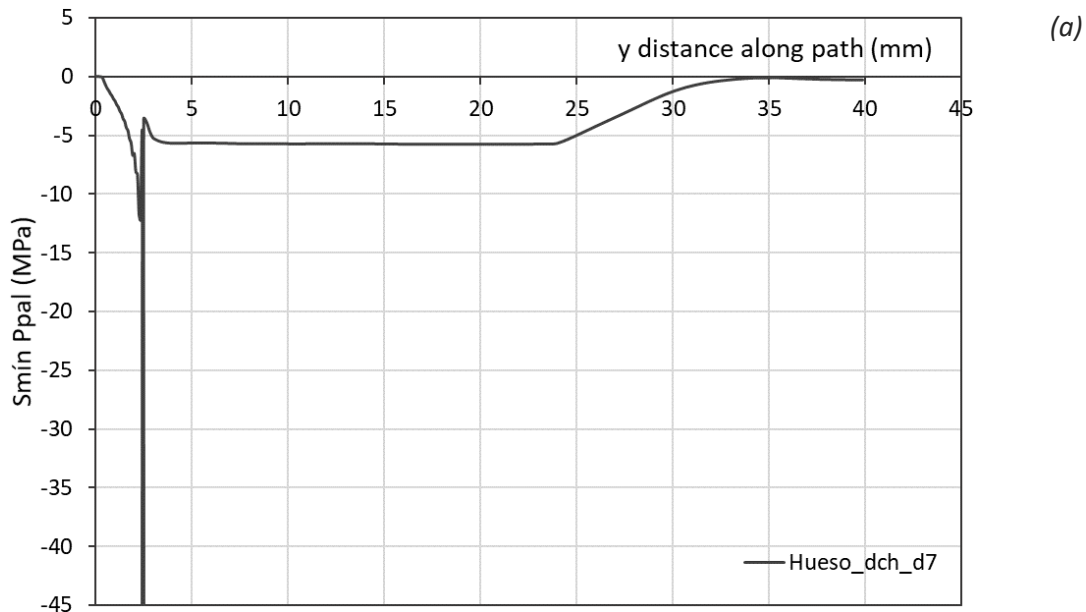


Fig. A.29. Tensión principal mínima (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tendón. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven

Una vez obtenidos los resultados de interés (presiones alrededor del tendón para asegurar su sujeción y la del tornillo), se exponen asimismo el estado tensional y de deformaciones que experimenta el hueso trabecular contra el tornillo (Fig. A.30). Si bien es cierto que dado que no se está simulando la entrada del tornillo, las deformaciones serán mucho más elevadas, debido en gran parte, a que que el tornillo se está descompimiendo dentro del túnel tibial sin arranque de material de hueso trabecular.



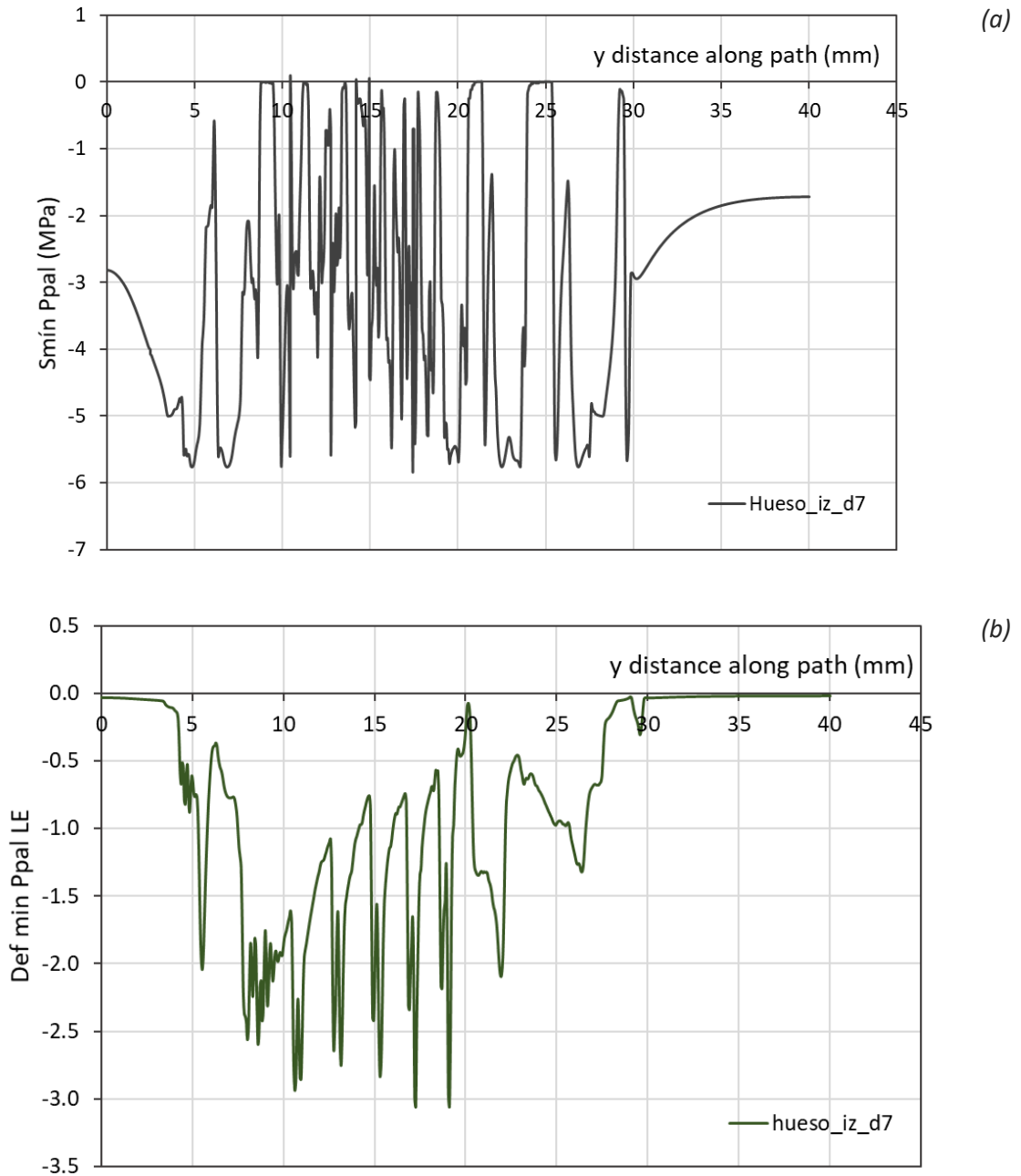


Fig. A.30. Tensión mínima principal (a) y deformación mín. ppal (b) en hueso contra tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo joven

Una vez presentados los resultados para cerdo joven, se muestran a continuación, los resultados obtenidos para un cerdo adulto con la disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 7mm (Fig. A.31). El hueso trabecular continúa siendo definido con el modelo de von Mises.

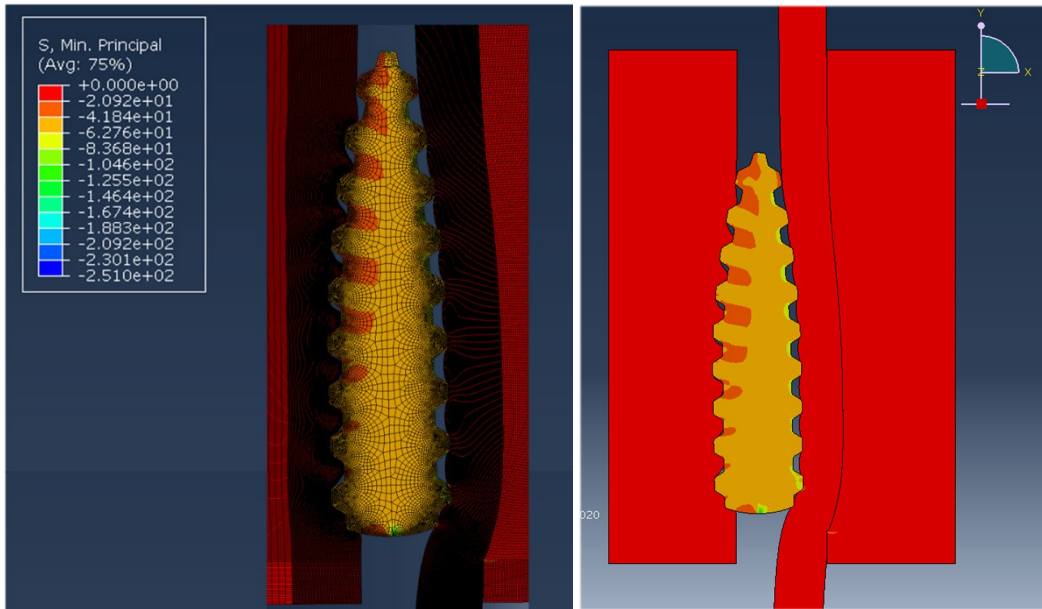


Fig. A.31. Resultados de la reconstrucción con diámetro de túnel 7mm para un individuo adulto

Seguidamente, se muestran las curvas de tensión principal mínima para el tendón que sustituye al ligamento dañado contra el hueso trabecular (Fig. A.32a) y contra el tornillo interferencial (Fig. A.32b). Además, se muestran las curvas de tensión principal mínima y deformación principal mínima en el hueso trabecular, tanto en contacto con el tendón (Fig. A.33a) como con el tornillo interferencial (Fig. A.33b).

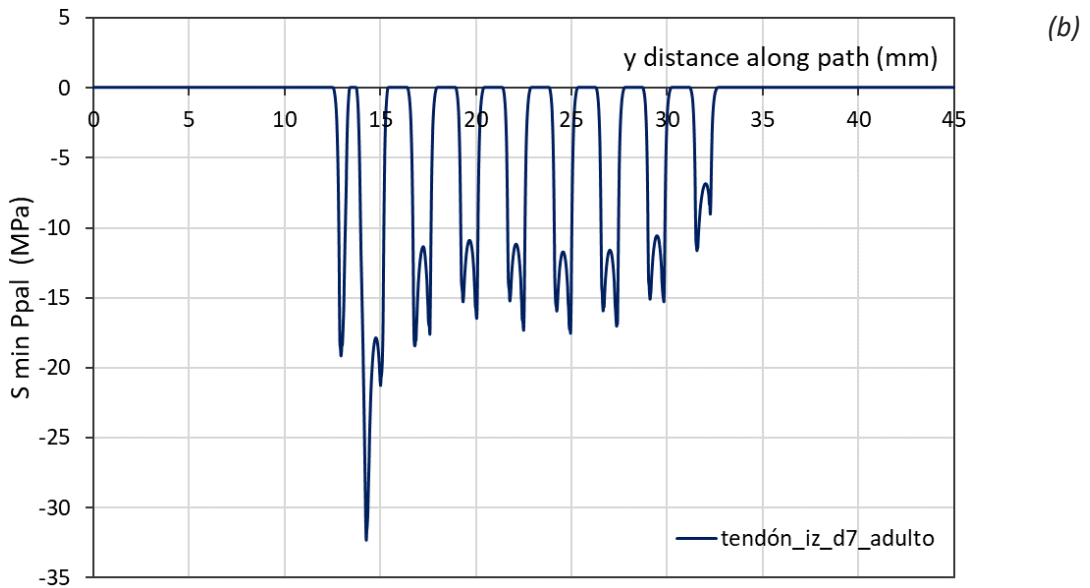
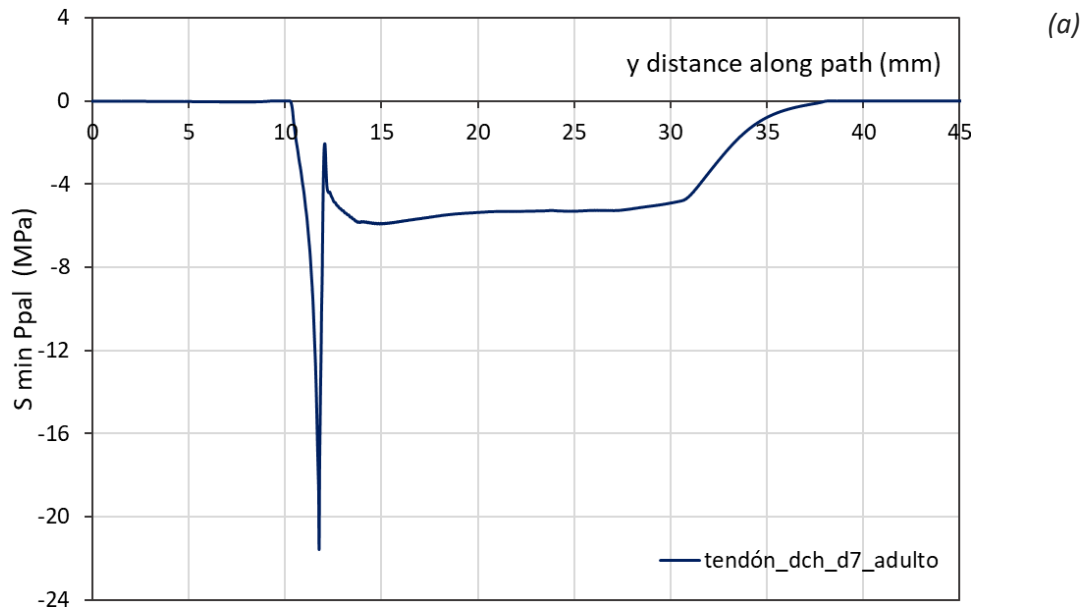


Fig. A.32. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto

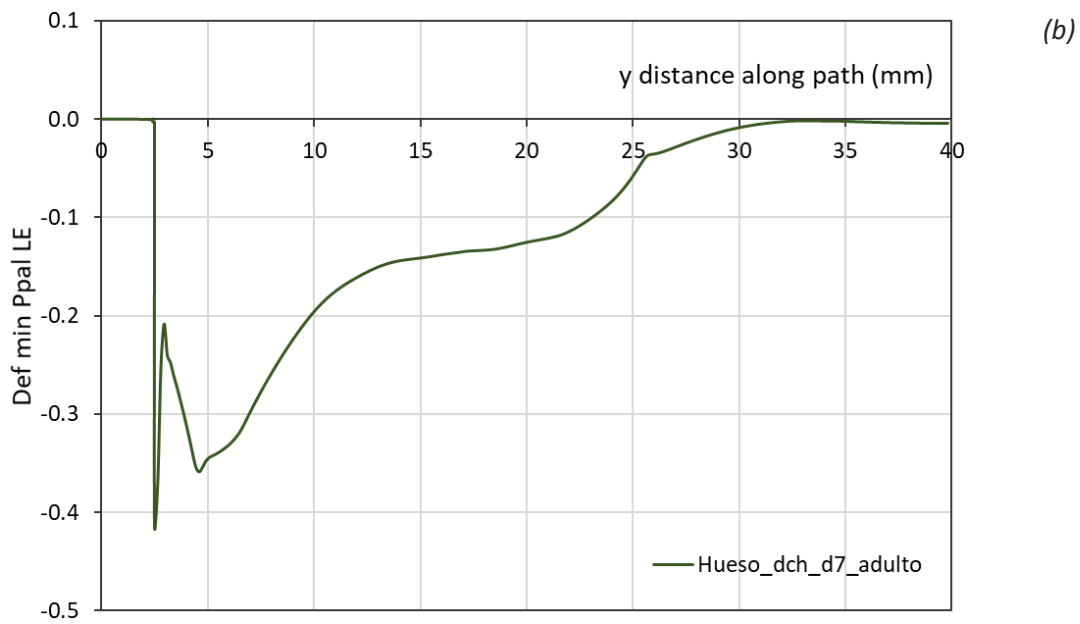
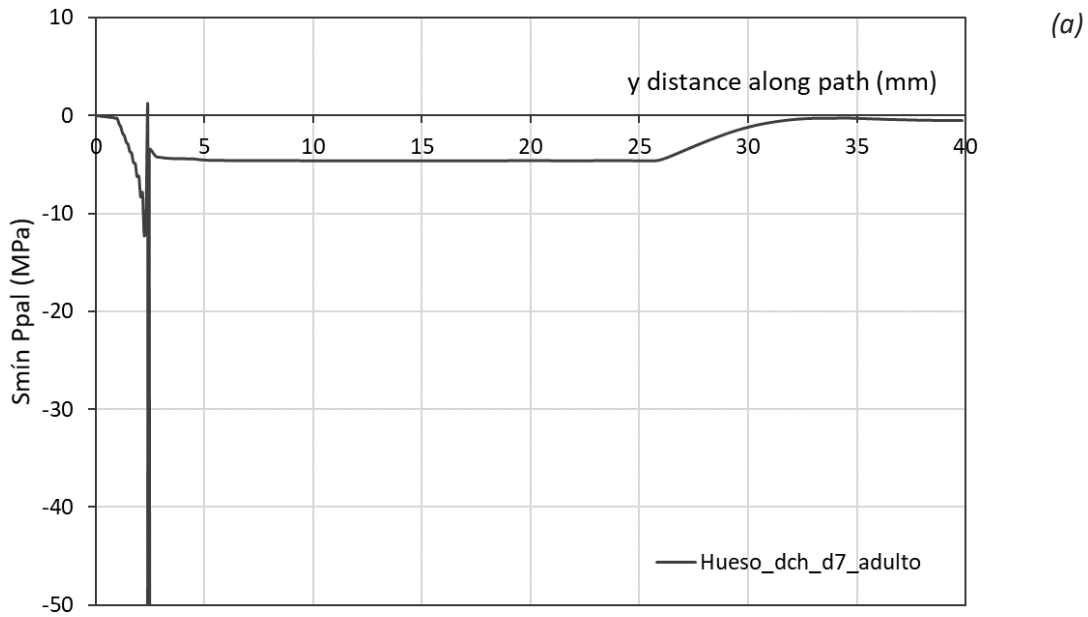


Fig. A.33. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra la plastia. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto

Se añaden, además las curvas que representan el estado tensional (Fig. A.34a) y de deformaciones (Fig. A.34b) en el hueso trabecular en contacto con el tornillo interferencial.

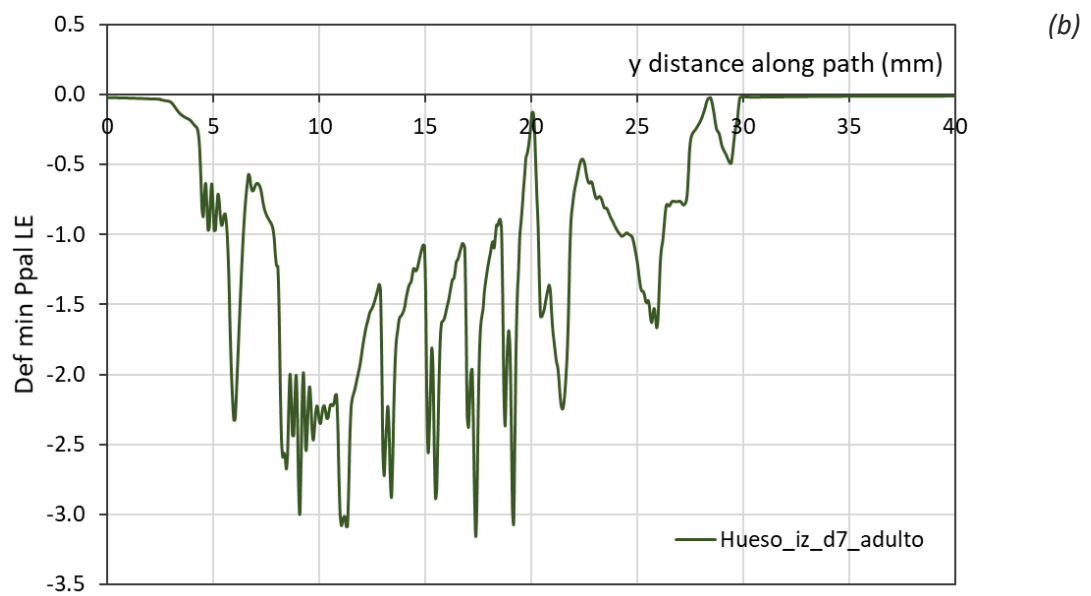
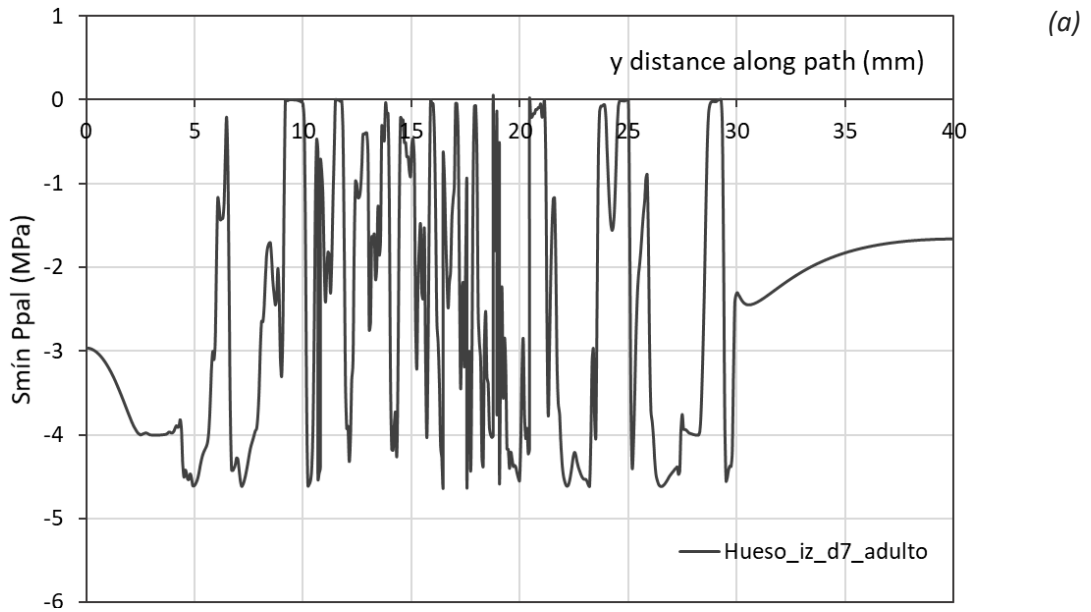


Fig. A.34. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo adulto

Finalmente, y completando así el estudio para una disposición geométrica de diámetro de túnel tibial de 7mm, se presentan los resultados para el caso de un espécimen con propiedades de hueso trabecular en la franja de edad denominada como anciano (Fig. A.35)

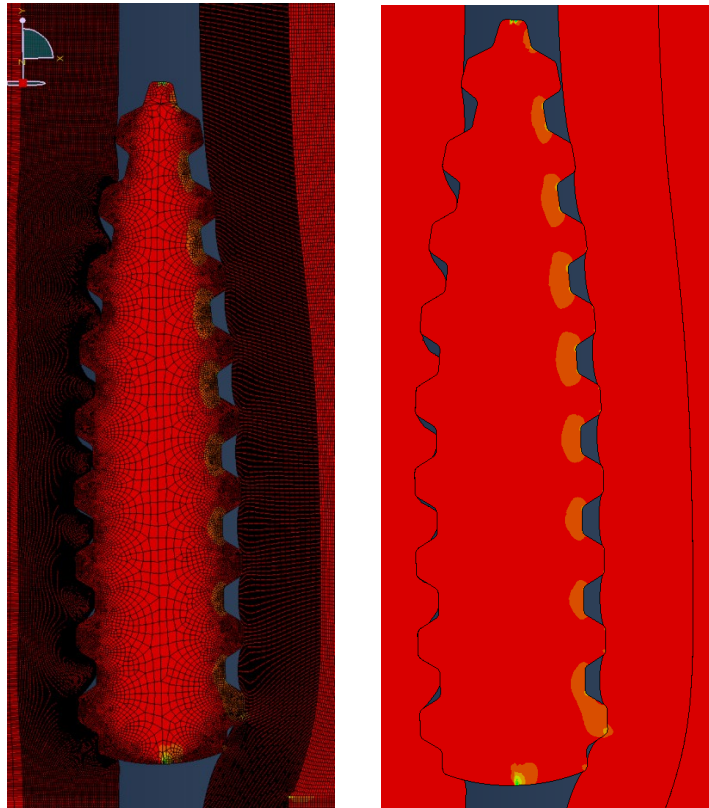


Fig. A.35. Resultados de la reconstrucción con diámetro de túnel 7mm para un individuo anciano

A continuación, se muestran las curvas de tensión principal mínima para el tendón que sustituye al ligamento dañado contra el hueso trabecular Fig. A.36.a) y contra el tornillo interferencial (Fig. A.36.b). Además, se muestran las curvas de tensión principal mínima (a) y deformación principal mínima (b) en el hueso trabecular, tanto en contacto con el tendón (Fig. A.37) como con el tornillo interferencial (Fig. A.38).

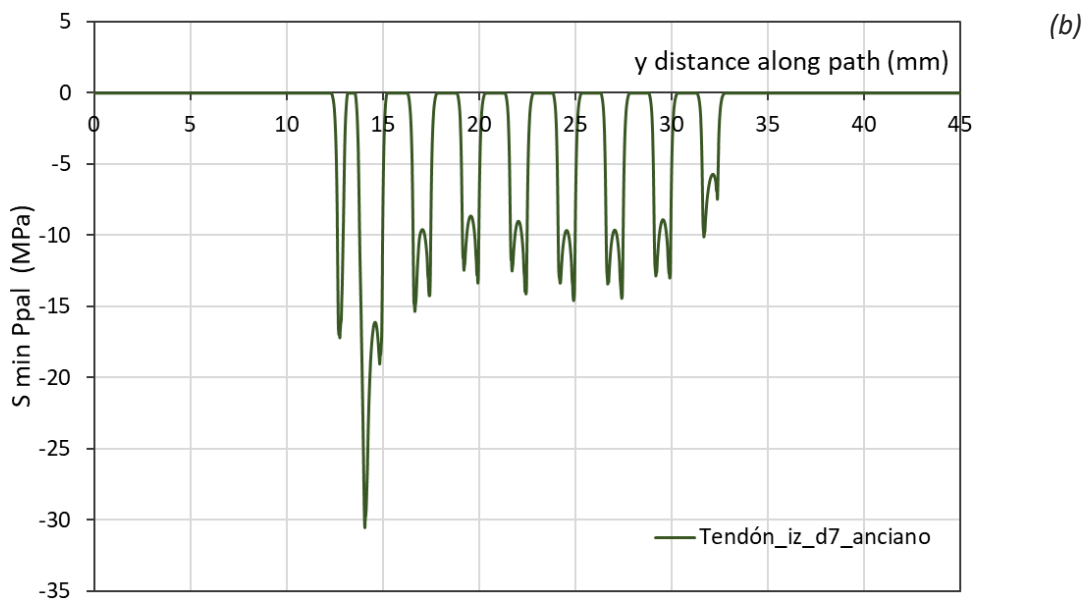
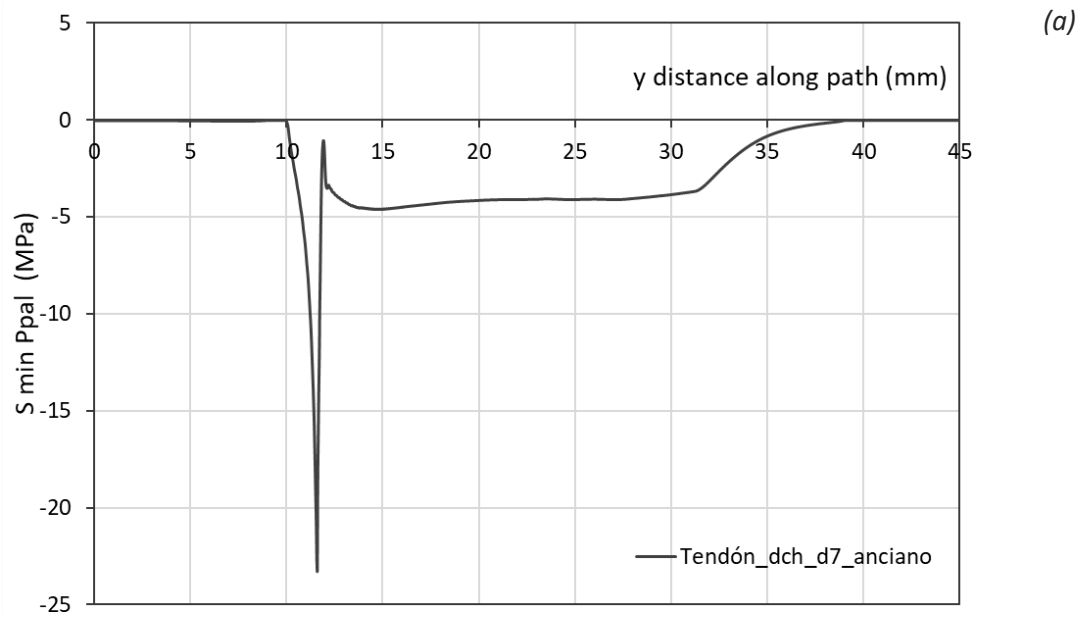


Fig. A.36. Tensión principal mínima en el tendón: (a) contra el hueso trabecular; (b) contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo anciano

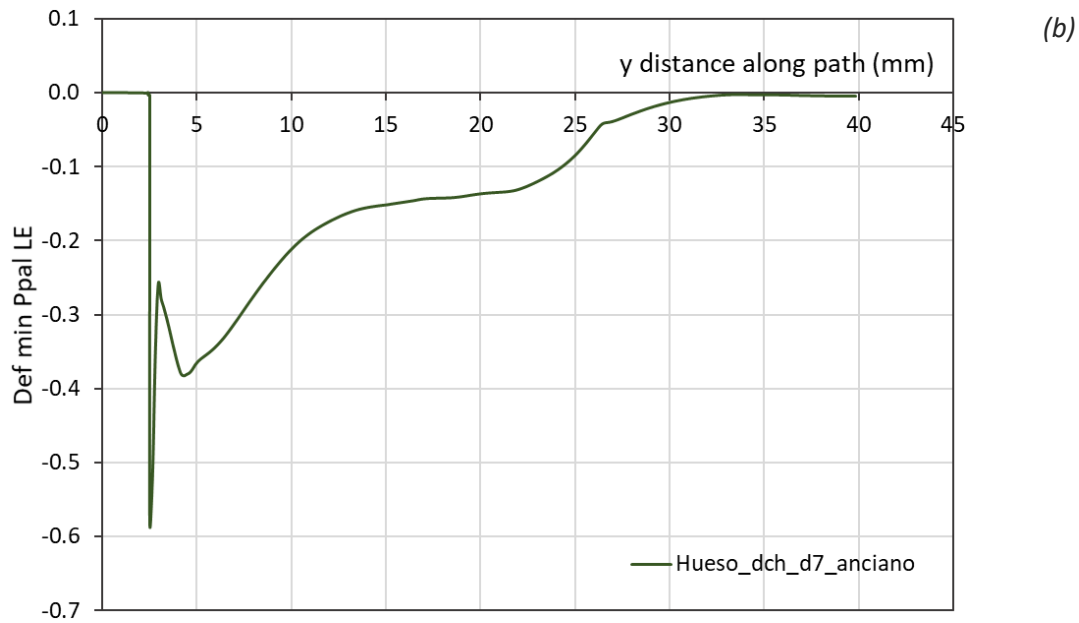
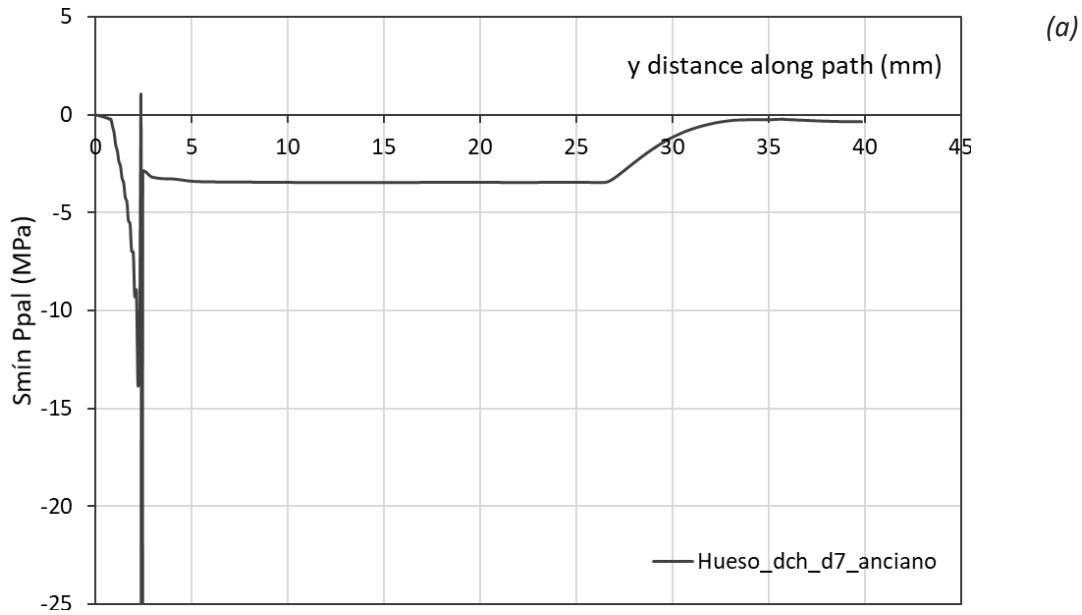


Fig. A.37. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra la plastia. Disposición de túnel tibial de 7mm e individuo anciano

Se añaden, además las curvas que representan el estado tensional (Fig. A.38.a) y de deformaciones (Fig. A.38.b) en el hueso trabecular en contacto con el tornillo interferencial.



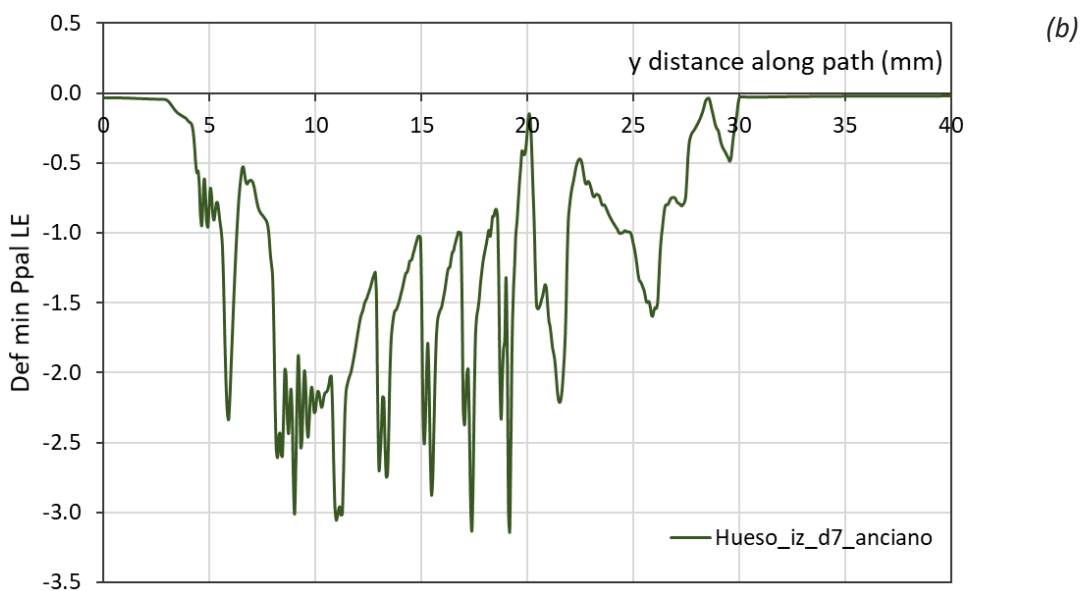
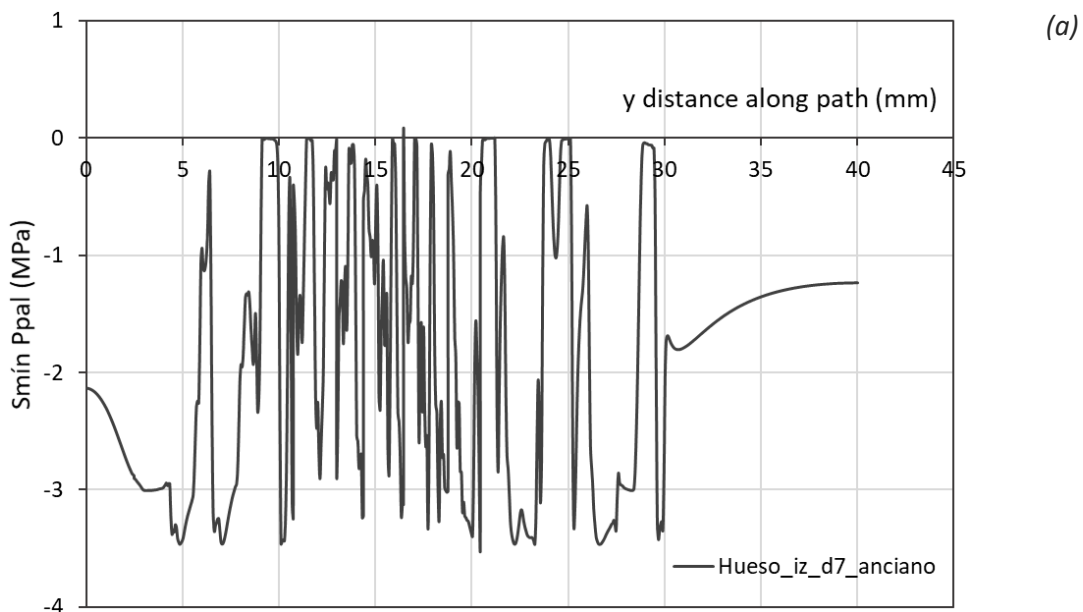


Fig. A.38. Tensión ppal.mín. (a) y deformación ppal. mín (b) en hueso trabecular contra el tornillo interferencial. Disposición de túnel tibial de 7mm y propiedades de individuo anciano

### 3. Influencia del diámetro de túnel en un individuo joven

Seguidamente se muestran las curvas de tensión principal mínima en el tendón en contacto con el hueso trabecular (Fig. A.39.a) y en contacto con el tornillo interferencial (Fig. A.39.b) para las diferentes disposiciones de diámetro de túnel tibial (7, 8, 9 y 10mm) en un paciente joven.

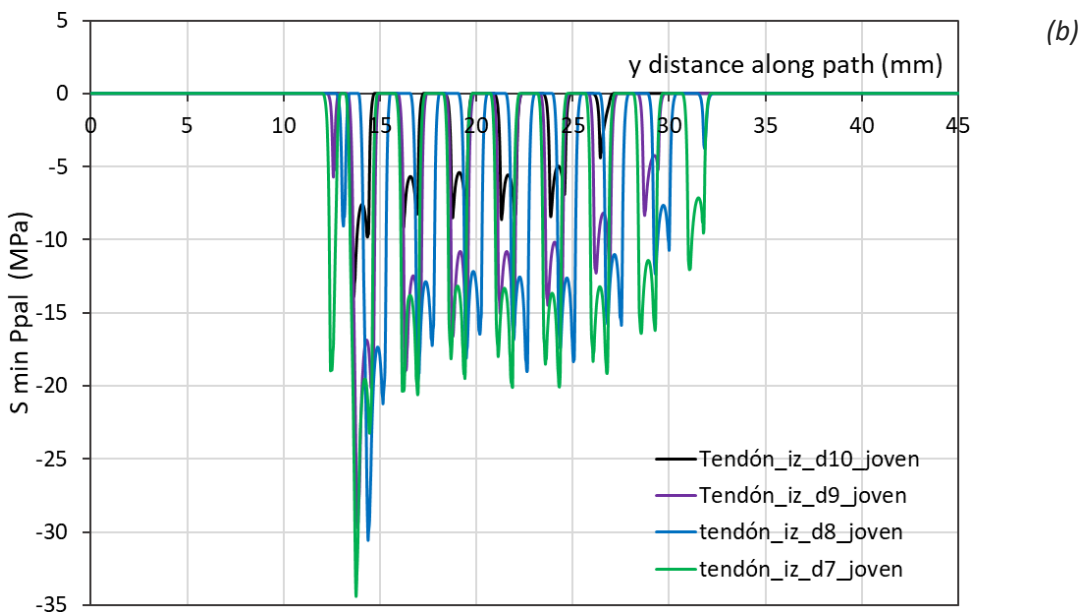
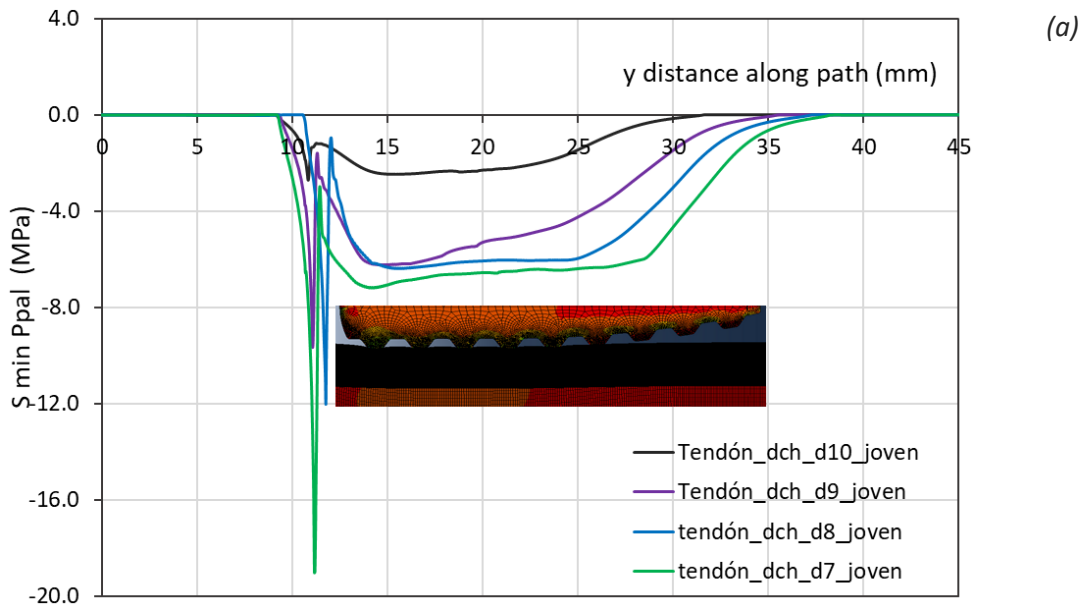
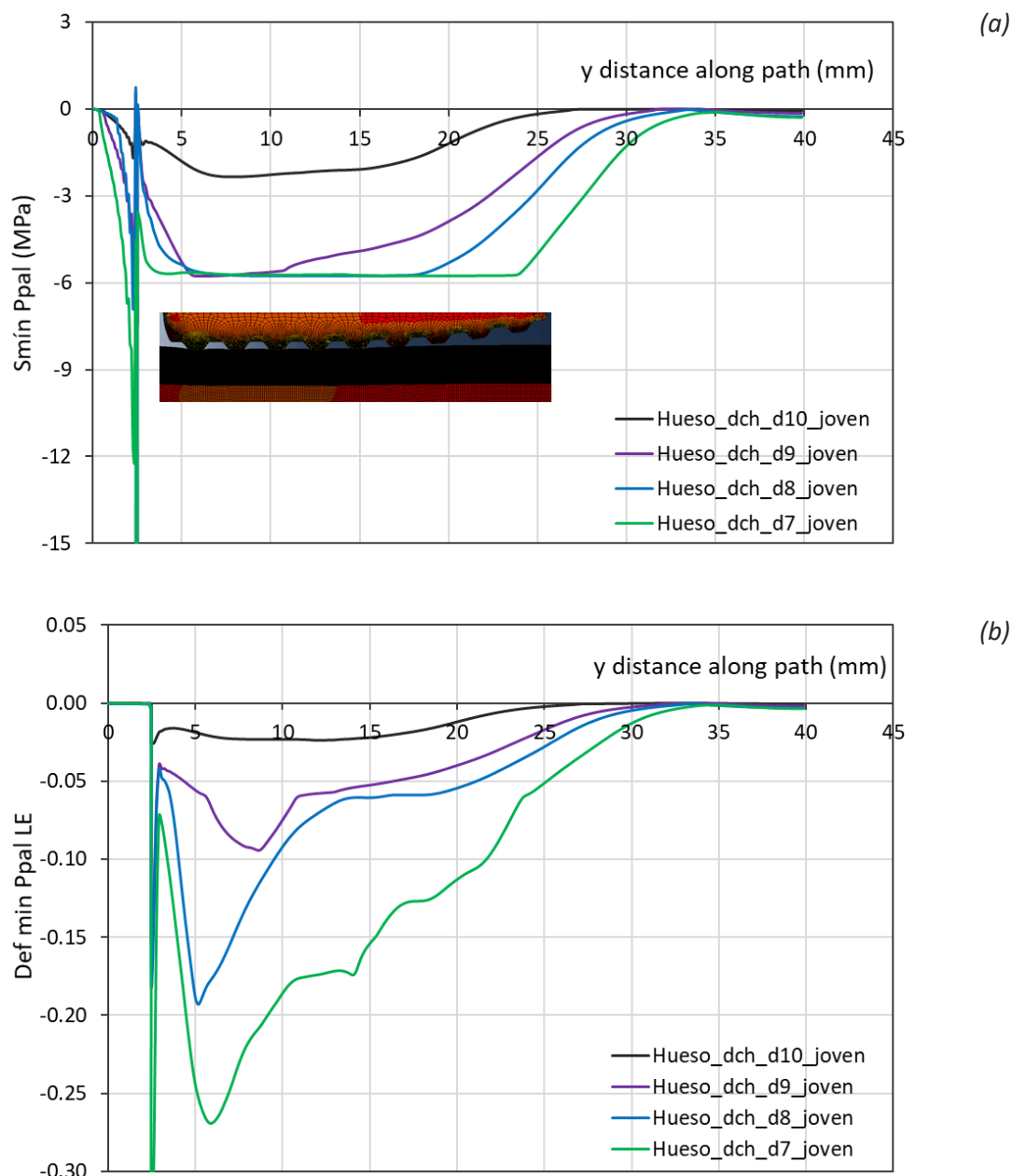


Fig. A.39. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo. Individuo joven

A la vista de las curvas expuestas en la Fig. A.39, la tensión en el tendón varía de forma muy sensible entre una u otras disposiciones de diámetro de túnel tibial, la única salvedad es que, a menor diámetro de túnel tibial, mayor número de dientes del tornillo permanecerán en contacto con el tendón y también con el hueso trabecular, y por tanto, habrá una mayor seguridad de

sujeción. Puede deducirse, que, en un paciente joven, puede haber más posibilidades a la hora de elegir el diámetro de túnel tibial correcto y adecuado al paciente. Para fortalecer esta conclusión, se exponen en la Fig. A.40, las curvas de tensión (Fig. A.40.a) y deformación (Fig. A.40.b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tendón.



La elección de una u otra disposición de túnel tibial en el caso de un paciente joven, vendrá dada, además de por el resto de condiciones del propio paciente que tendrá que valorar el cirujano, por la deformación que se forma en el hueso trabecular con la introducción del tornillo. Es cierto que esta simulación no se ha realizado introduciendo el tornillo de la forma clásica (presión y giro), sin embargo, esta deformación podría permitirnos observar las claras diferencias que van a surgir

entre un túnel tibial y otro, a saber, cuanto menor es el túnel tibial, mayor será la deformación que aparezca en el hueso trabecular.

Así, se muestra la influencia de un step adicional que representa la “rehabilitación”. Para ellos se ejerce una carga progresiva sobre el tendón en su inserción femoral, y en sentido contrario al que se le había aplicado durante la reconstrucción.

Para poder visualizar este efecto, en la Fig. A.41, se presentan los desplazamientos longitudinales (U22) de algunos de los nodos del tendón en contacto con los dientes del tornillo durante el proceso de carga. Como puede observarse, en el caso del túnel analizado (10mm de diámetro), todos los puntos del tendón se desplazan longitudinalmente, en menor o mayor medida, desde el inicio del proceso de sollicitación. Obviamente, los puntos del tendón que menos se desplazan son los que están en contacto con los primeros dientes, pero aun así el nodo que está en contacto con el primer diente, sufre un desplazamiento de 1mm, lo que indica que, con este diámetro de túnel, el tendón no ha quedado lo suficientemente fijado como para poder validar la intervención.

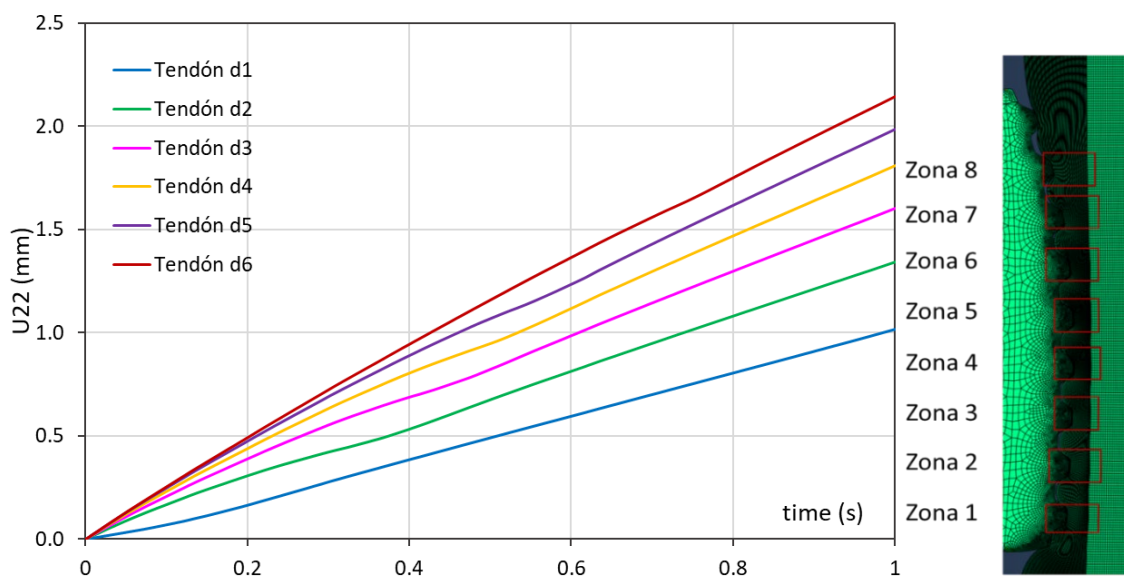


Fig. A.41. Desplazamiento vertical del tendón en contacto con el tornillo interferencial. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm

Lo mismo ocurre si comprobamos el desplazamiento longitudinal (U22) en las mismas zonas pero ahora del contacto entre el tendón y el hueso trabecular (Fig. A.42). Como puede observarse, bajo la acción impuesta, todos los puntos del tendón en contacto con el hueso trabecular se desplazan longitudinalmente desde el inicio. Además, en este caso, los desplazamientos de las zonas más alejadas del túnel femoral (zonas 1 y 2) son incluso mayores que los observados en las mismas zonas del tendón en contacto con el tornillo (Fig. A.41), con valores de desplazamiento que superan el milímetro.

Otra cuestión importante es si el tornillo se desplaza a la vez que lo hace la plastia. Por esta razón, también se obtuvieron los desplazamientos longitudinales (U22) de diferentes nodos de los dientes del tornillo en contacto con el tendón a lo largo del tiempo (Fig. A.43). Como puede observarse en esta figura, los desplazamientos longitudinales obtenidos para los diferentes dientes, deben considerarse despreciables. Este resultado vuelve a confirmar al igual que en el caso de un individuo anciano que, con esta configuración, el tendón deslizaría con facilidad, dejando atrás al

tornillo, que se mantendría, en ese preciso instante, en la posición que ocupaba inicialmente, tras el proceso de reconstrucción.

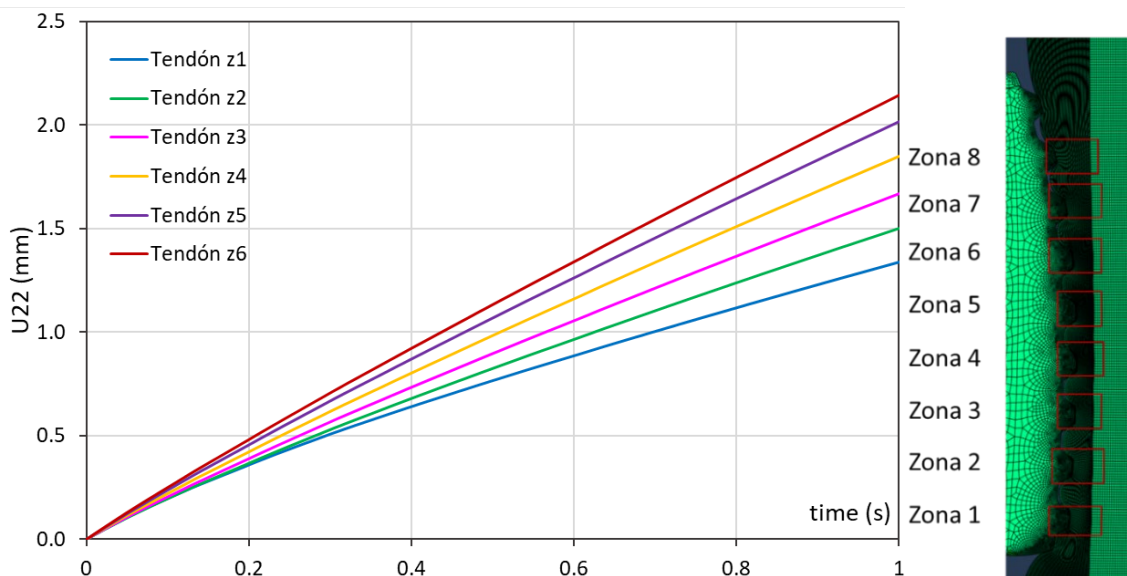


Fig. A.42. Desplazamiento vertical del tendón en contacto con el hueso trabecular. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm

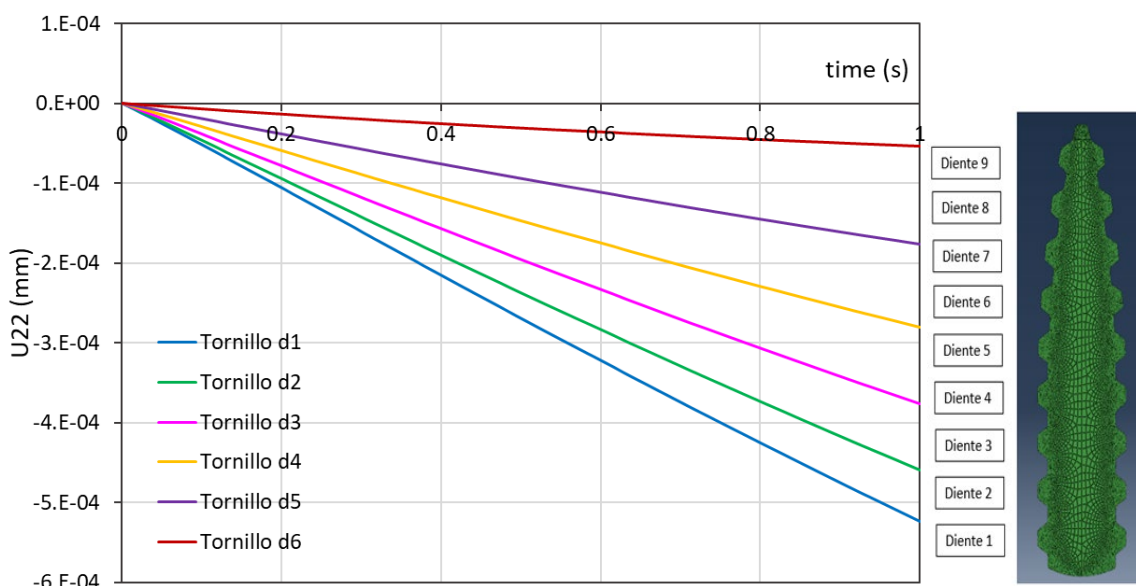
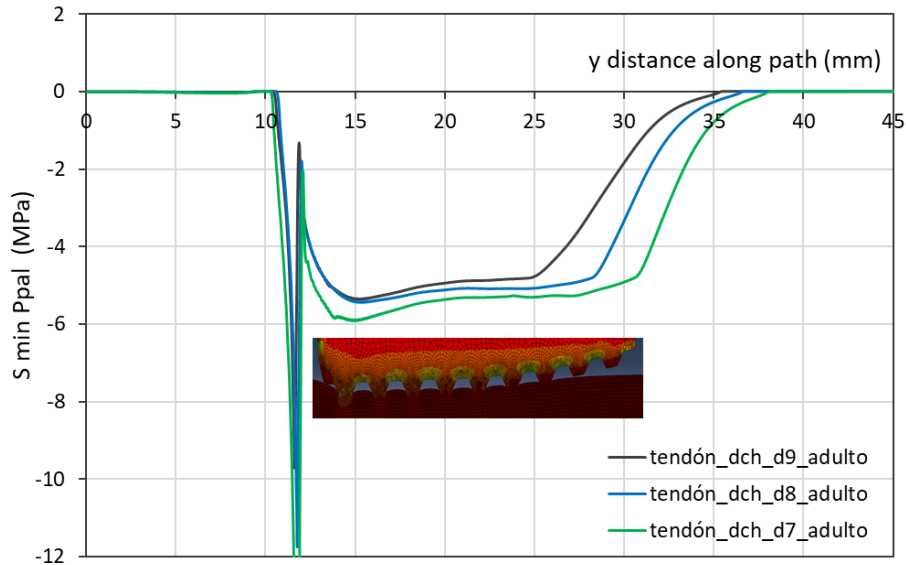


Fig. A.43. Desplazamiento vertical del tornillo interferencial en contacto con el tendón. Rehabilitación en individuo joven con diámetro túnel tibial 10mm

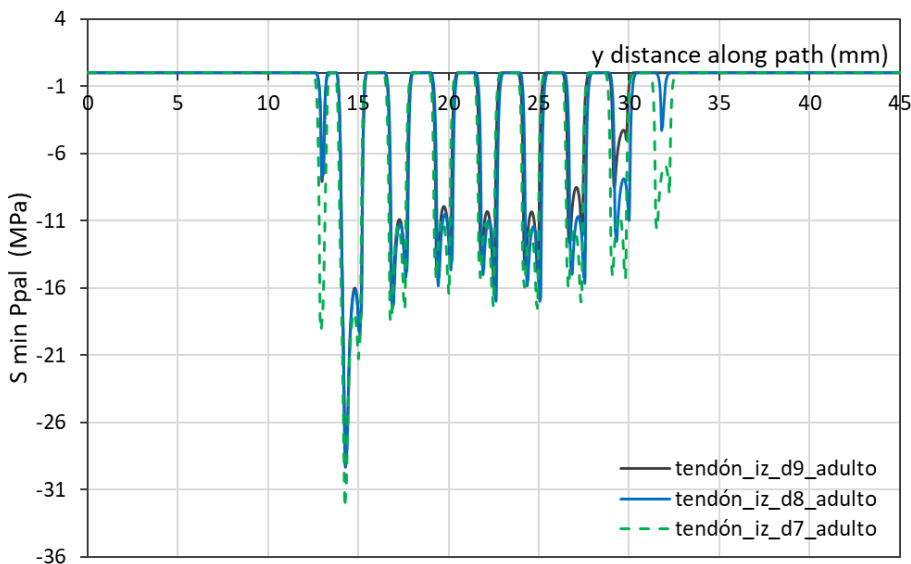
Los resultados para un paciente joven indican que este diámetro, ni tan siquiera aseguraría una buena sujeción del tendón en el caso más ventajoso en cuanto a propiedades del hueso. Se trata de una disposición de túnel tibial que resulta demasiado elevado para cualquiera de las franjas de edad, siendo posible el desplazamiento del tendón también en el caso de un individuo joven. Como ya se ha visto en el caso de un individuo anciano, un túnel tibial inferior a 10mm sería adecuado para obtener un resultado exitoso de la reconstrucción de LCA.

#### 4. Influencia del diámetro de túnel en un individuo adulto

Finalmente, se realiza un estudio del túnel tibial más adecuado para un paciente englobado en la franja de edad “adulto”. Se muestran las curvas de tensión principal mínima en el tendón en contacto con el hueso trabecular (Fig. A.44.a) y en contacto con el tornillo interferencial (Fig. A.44.b) para las diferentes disposiciones de diámetro de túnel tibial (7, 8 y 9mm) en un paciente adulto, omitiendo los resultados para una disposición tibial de diámetro 10mm por considerarse que se aprecian diferencias demasiado significativas en comparación con los otros tres túneles de estudio.



(a)



(b)

Fig. A.44. Influencia del diámetro de túnel tibial en la tensión principal mínima en el tendón: (a) en contacto con el hueso trabecular; (b) en contacto con el tornillo. Individuo adulto

Al igual que ocurría en el estudio de un individuo joven, la tensión en el tendón varía de forma muy sensible entre una u otras disposiciones de diámetro de túnel tibial, volviendo a producirse un mayor contacto entre tendón y tornillo a medida que disminuye el diámetro del túnel tibial

(mayor número de dientes del tornillo en contacto con el tendón y con el hueso trabecular). Para ayudar a elegir una disposición geométrica para un paciente adulto, se exponen en la Fig. A.45 las curvas de tensión (Fig. A.45a) y deformación (Fig. A.45.b) principal mínima en el hueso trabecular contra el tendón.

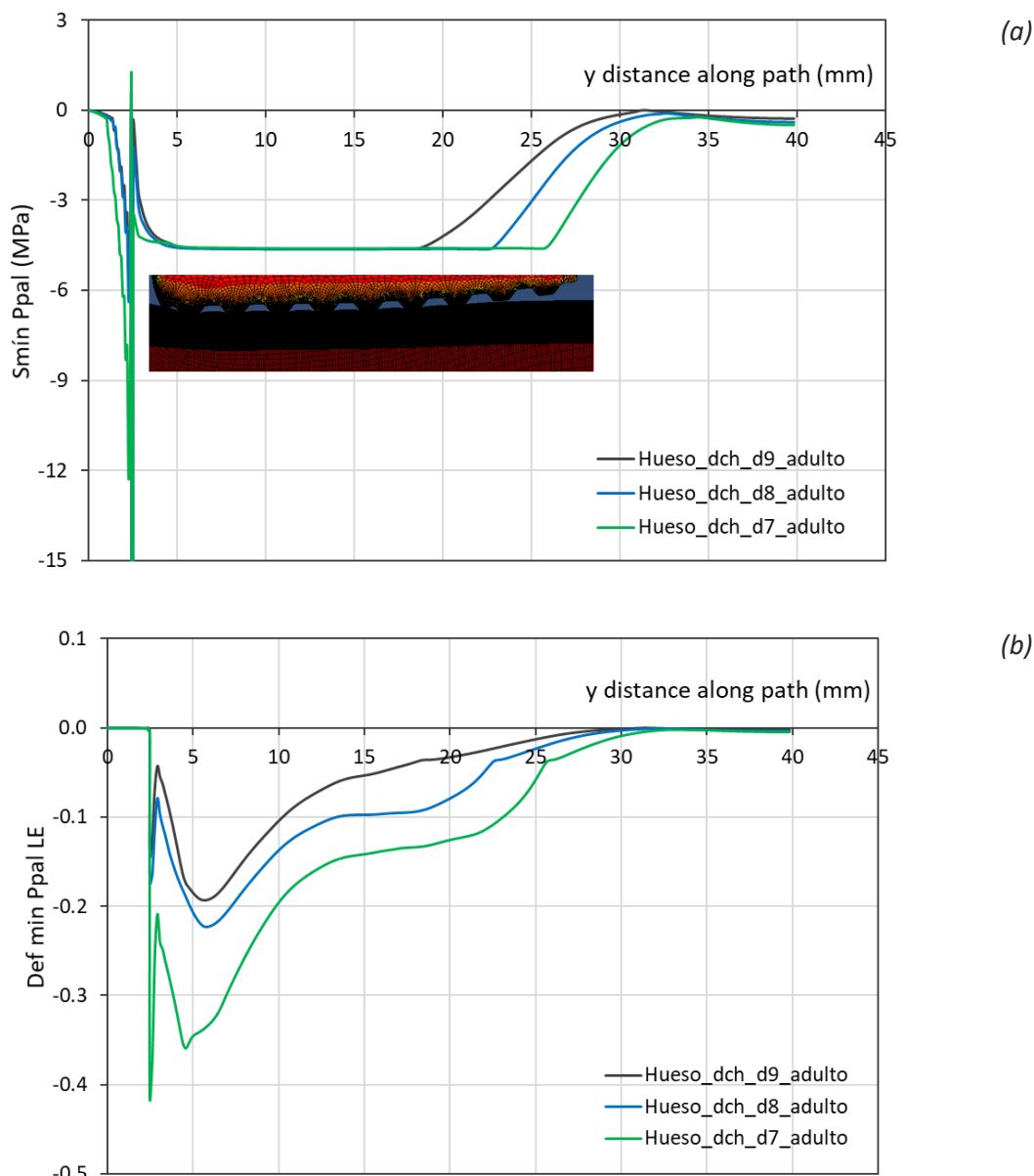


Fig. A.45. Influencia del diámetro de túnel tibial en el hueso trabecular contra el tendón: (a) tensión y (b) deformación principal mínima. Individuo adulto

La elección de una u otra disposición de túnel tibial en el caso de un paciente adulto, vendrá dada por el número de dientes del tornillo en contacto con el tendón y con el hueso trabecular, y, además, influirá la deformación que estamos dispuestos a tomar como admisible previa introducción de un modelo de daño en la simulación, con el que se podría verificar la elección con mayor fiabilidad. Observando la Fig. A.45, puede verse poca diferencia entre las curvas correspondientes a la disposición de diámetro 8 y 9mm, sin embargo se produce un cambio un poco más brusco si se elige el diámetro 7mm. Parece que una solución a medio camino sería la más adecuada para

un paciente adulto, es decir, si se elige un tornillo de diámetro 7mm, el túnel tibial sería aconsejable que fuese elegido el de diámetro 8mm. Otra posible solución siempre que sea posible, sería elegir un tornillo de mayor diámetro, lo cual se traduciría en una mayor sujeción de la plastia.



## 5. Imágenes DIC ensayo de indentación sobre hueso trabecular

A continuación, se detallan todas las imágenes tomadas en referencia a la curva de indentación de una de las probetas ensayadas con el sistema de videocorrelación de imágenes digitales. Se recuerda que la curva carga-tiempo obtenida del proceso es la que aparece en (Fig. A.46).

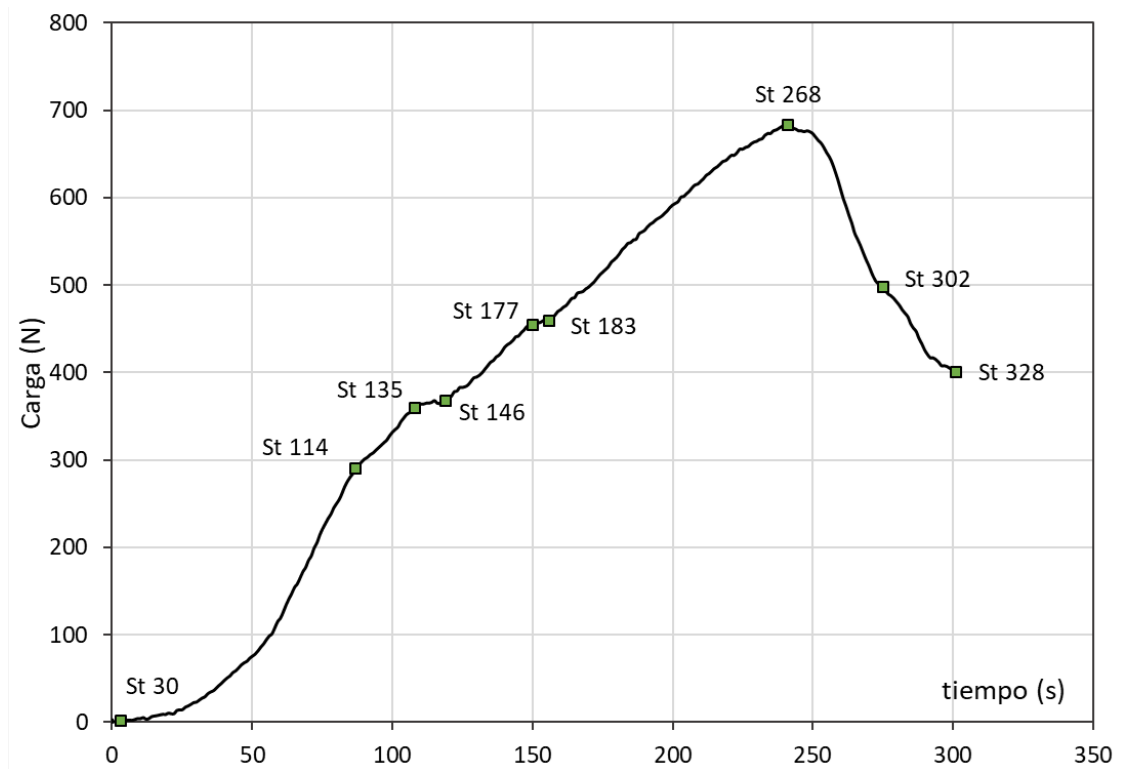
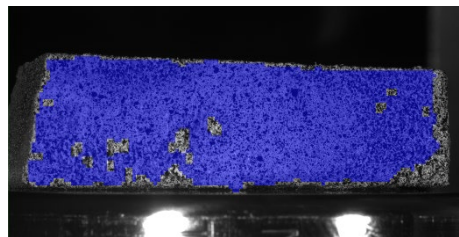


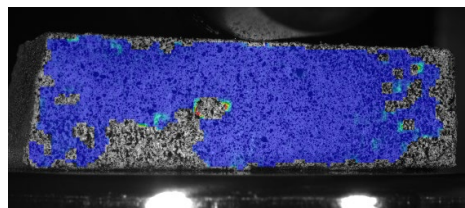
Fig. A.46. Estado de deformaciones de la probeta de hueso trabecular porcino sometida a un ensayo de indentación con ARAMIS

A continuación, se muestran las imágenes correspondientes a la deformación de una de las probetas ensayadas a lo largo del tiempo.

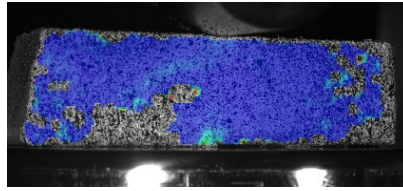
Stage 0



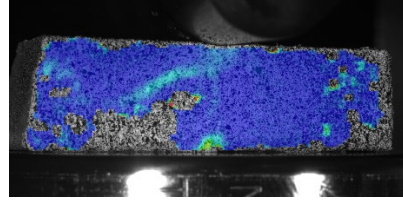
Stage 30



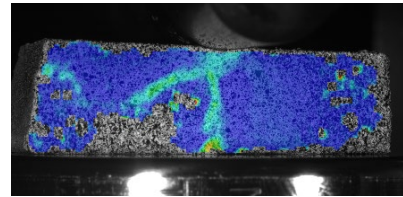
Stage 40



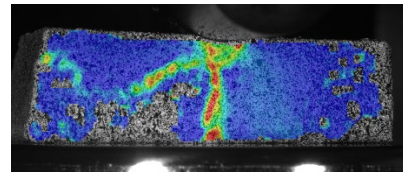
Stage 50



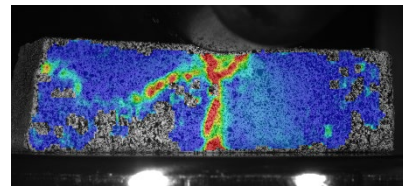
Stage 60



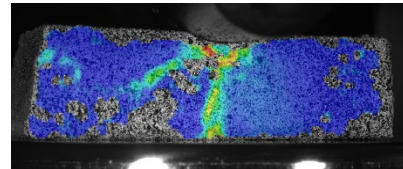
Stage 80



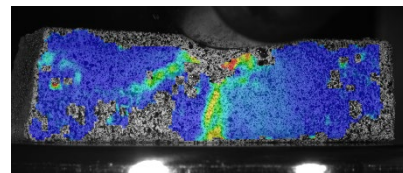
Stage 90



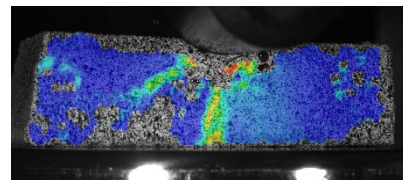
Stage 110



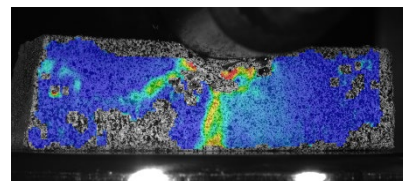
Stage 130



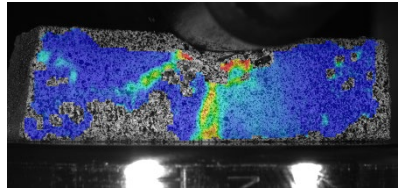
Stage 136



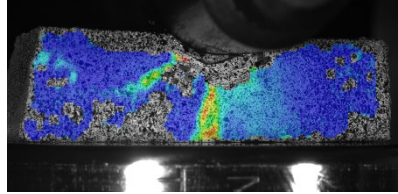
Stage 144



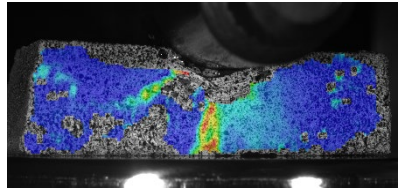
Stage 153



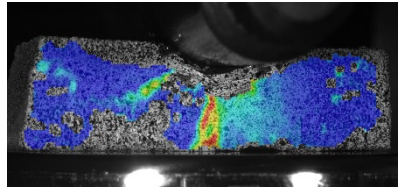
Stage 165



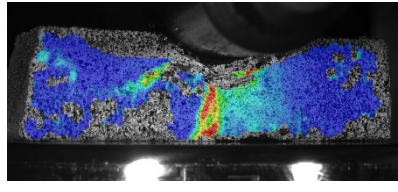
Stage 174



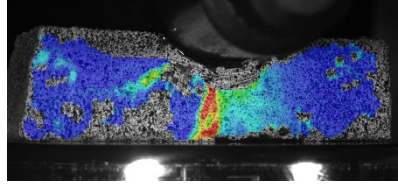
Stage 183



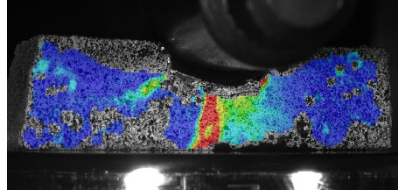
Stage 190



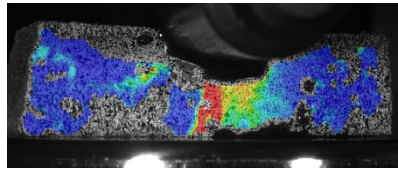
Stage 200



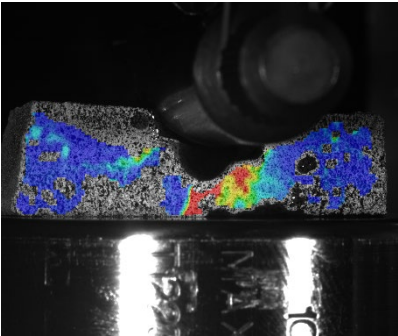
Stage 220



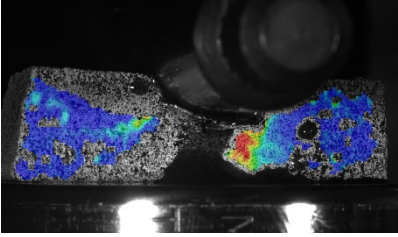
Stage 240



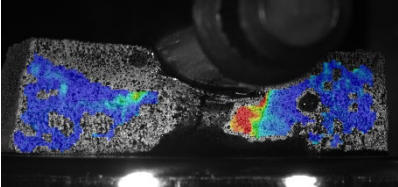
Stage 267  
Pmáx



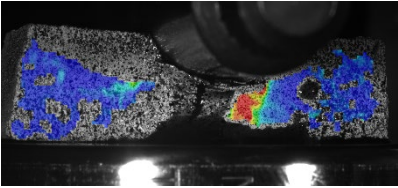
Stage 277



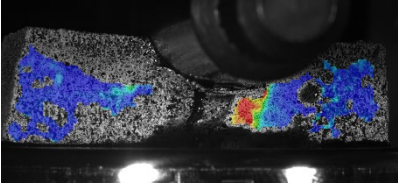
Stage 290



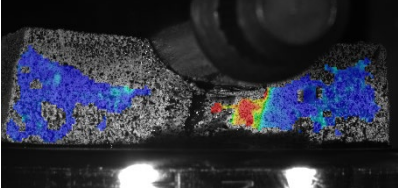
Stage 300



Stage 311



Stage 318



Stage 328

