

# INVESTIGACIÓN

INVESTIGACIÓN

2008



**COMPARACIÓN MEDIANTE SIMULACIÓN  
NUMÉRICA DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO  
DE LAS TÉCNICAS DE REPARACIÓN DEL LCA  
MONOFASCICULAR Y BIFASCICULAR CON UN  
ÚNICO TÚNEL TIBIAL Y CON DOBLE TÚNEL TIBIAL**

**FUNDACIÓN MAPFRE**

[www.fundacionmapfre.com](http://www.fundacionmapfre.com)

## Investigador Principal

### **M. Armindo Guerrero Rosales**

Responsable del Área de Simulación Numérica. Dpto. I+DT  
FUNDACIÓN ITMA

## Equipo Investigador

### **Ana Paz Aparicio**

Facultativo Especialista de Área de Anestesiología y Reanimación  
Hospital Universitario Central de Asturias

### **Ana Rosa Meana Moris**

Responsable del servicio de Radiología  
Clínica Asturias de Oviedo

### **Antonio Maestro Fernández**

Jefe Médico Regional  
FREMAP, Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales

### **Francisco Javier Vigil Castiello**

Técnico del Área de Simulación Numérica  
Centro Tecnológico del Acero y Materiales Metálicos de Avilés. FUNDACIÓN ITMA

### **Jesús Fernández Lombarda**

Médico Especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología  
FREMAP, Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales

### **Julio Jorge Rellán**

Técnico del Área de Simulación Numérica  
Centro Tecnológico del Acero y Materiales Metálicos de Avilés. FUNDACIÓN ITMA

### **Luis Rodríguez López**

Jefe de Sección del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología  
Hospital de Cabueñes. Gijón

### **María Inmaculada Fernández Lombardía**

Facultativo Especialista de Área de Oftalmología  
Hospital San Agustín de Avilés

### **Pedro García González**

Médico Radiólogo  
Clínica Asturias de Oviedo

## Índice

	Página
1. INTRODUCCIÓN	4
2. OBJETO	4
3. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES	5
4. MODELOS GEOMÉTRICOS	6
4.1. Técnica bifascicular	7
4.2. Técnica monofascicular	7
5. MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS	8
6. CASOS DE CARGA	10
6.1. Caso 1. Monofascicular con un túnel tibial	10
6.2. Caso 2. Bifascicular con un túnel tibial	11
6.3. Caso 3. Bifascicular con doble túnel tibial	11
6.4. Casos 4 y 5. Análisis de la resistencia del fémur. Monofascicular vs. bifascicular	11
7. RESULTADOS	12
7.1. Estudio 1	12
7.1.1. Caso de carga 1	12
7.1.2. Caso de carga 2	12
7.1.3. Conclusiones	14
7.2. Estudio 2	14
7.2.1. Caso de carga 2	14
7.2.2. Caso de carga 3	14
7.2.3. Conclusiones	15
7.3. Estudio 3	16
7.3.1. Casos de carga 4 y 5	16
8. CONCLUSIONES	16
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	17

## 1. INTRODUCCIÓN

Las lesiones del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) son actualmente una de las patologías más frecuentes dentro de la Cirugía Ortopédica, siendo múltiples las causas a las que se puede atribuir. Se calcula que en EEUU se realizan aproximadamente 100.000 reparaciones del LCA al año. Entre las probables causas del importante incremento de dicha patología destacan el aumento de la demanda física en la población general y también, en gran medida, el importante aumento de la incorporación del sexo femenino a la práctica del deporte en general y de élite en particular.

Si bien tradicionalmente la reparación de esta lesión en pacientes activos se realizaba mediante técnicas monofasciculares, en los últimos años un cada vez más frecuente número de cirujanos ortopédicos ha comenzado a realizar técnicas bifasciculares, debido a las aparentes ventajas de dichas técnicas, sobre todo a nivel de control rotacional; pero sin estar éstas debidamente documentadas ni existir unanimidad entre los especialistas a la hora de tomar la decisión de cara a emplear una u otra técnica. Por otro lado, tampoco hay en la literatura un claro consenso respecto al tipo de injerto, a la técnica quirúrgica a emplear, a la necesidad de tensado de la plastia, etc.

Muchos cirujanos ortopédicos se muestran reacios a la utilización de técnicas bifasciculares por las potenciales complicaciones que pueden presentar. Entre dichas complicaciones se han descrito la mayor dificultad de las posibles revisiones por la presencia de mayor número de túneles (hasta cuatro túneles en algunas técnicas reconstructivas), impingment en la escotadura debido a una mayor huella en la implantación tibial, la precariedad aún del instrumental y guías para la óptima colocación de cada uno de los túneles, el mayor riesgo de mala colocación de los túneles (riesgo que aumenta cuantos más túneles se realizan), la falta de consenso en el tensionado

de la plastia o en su fijación en flexión o extensión, y la potencial posibilidad de fractura del puente óseo localizado entre los túneles.

En el proyecto de investigación "Valoración mediante simulación numérica de las implicaciones mecánicas de la calidad ósea de la técnica bifascicular en la reparación del LCA" aprobado por FUNDACIÓN MAPFRE en la convocatoria de ayudas a la investigación 2008 y dirigido desde Fundación ITMA se ha estudiado la sollicitación a la que se ve sometido el fémur según el tipo de fijación empleada, comparando la reparación del LCA mediante las técnicas monofascicular y bifascicular con un único túnel tibial, ver Figura 1, así como la reparación mediante la técnica bifascicular con doble túnel tibial, ver Figura 2.

Además, se ha realizado un estudio comparativo de la resistencia del fémur en relación al número de túneles empleados en la reparación, uno en la técnica monofascicular o dos en la bifascicular, ver Figura 3.

## 2. OBJETO

El objeto de este informe es la presentación de los resultados, los esfuerzos a los que se ve sometido el fémur, obtenidos de los estudios comparativos realizados mediante el método de los elementos finitos, código ANSYS en su versión 12.0, de las dos técnicas más empleadas actualmente para la reparación de lesiones del ligamento cruzado anterior: las técnicas monofascicular y bifascicular con uno y dos túneles tibiales.

Así, se han llevado a cabo los siguientes estudios comparativos:

- 1) Estudio de la resistencia de la fijación de las técnicas monofascicular y bifascicular con un único túnel tibial, ver Figura 1.
- 2) Estudio de la resistencia de la fijación de la técnica bifascicular con uno y dos túneles tibiales, ver Figura 2.

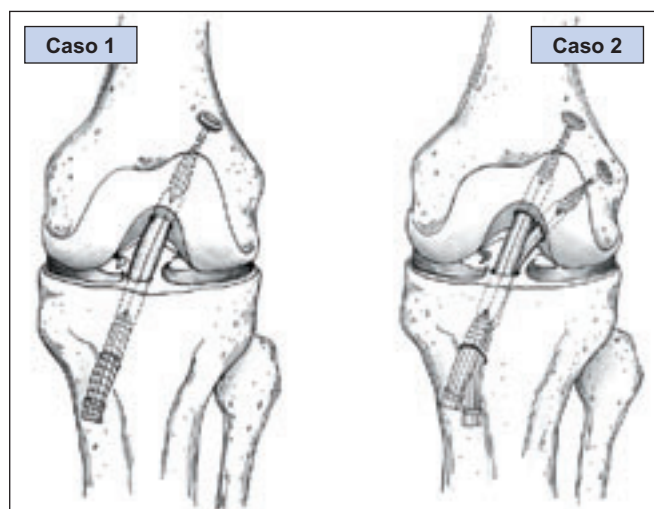


Figura 1. Reparación del LCA mediante las técnicas monofascicular y bifascicular con un túnel tibial.

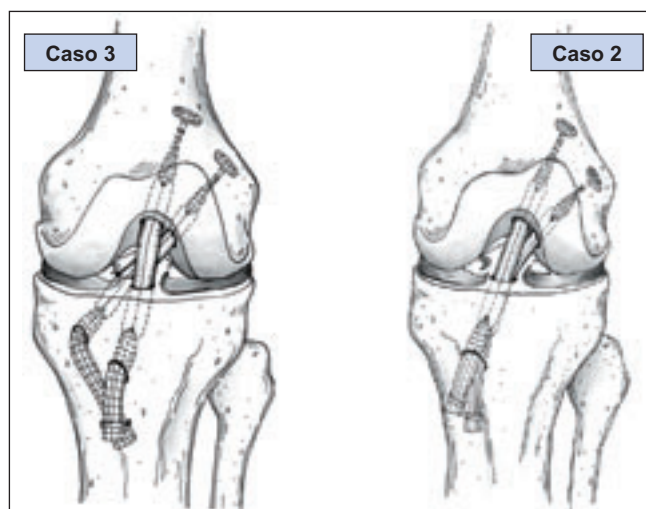


Figura 2. Reparación del LCA mediante la técnica bifascicular con uno y dos túneles tibiales.

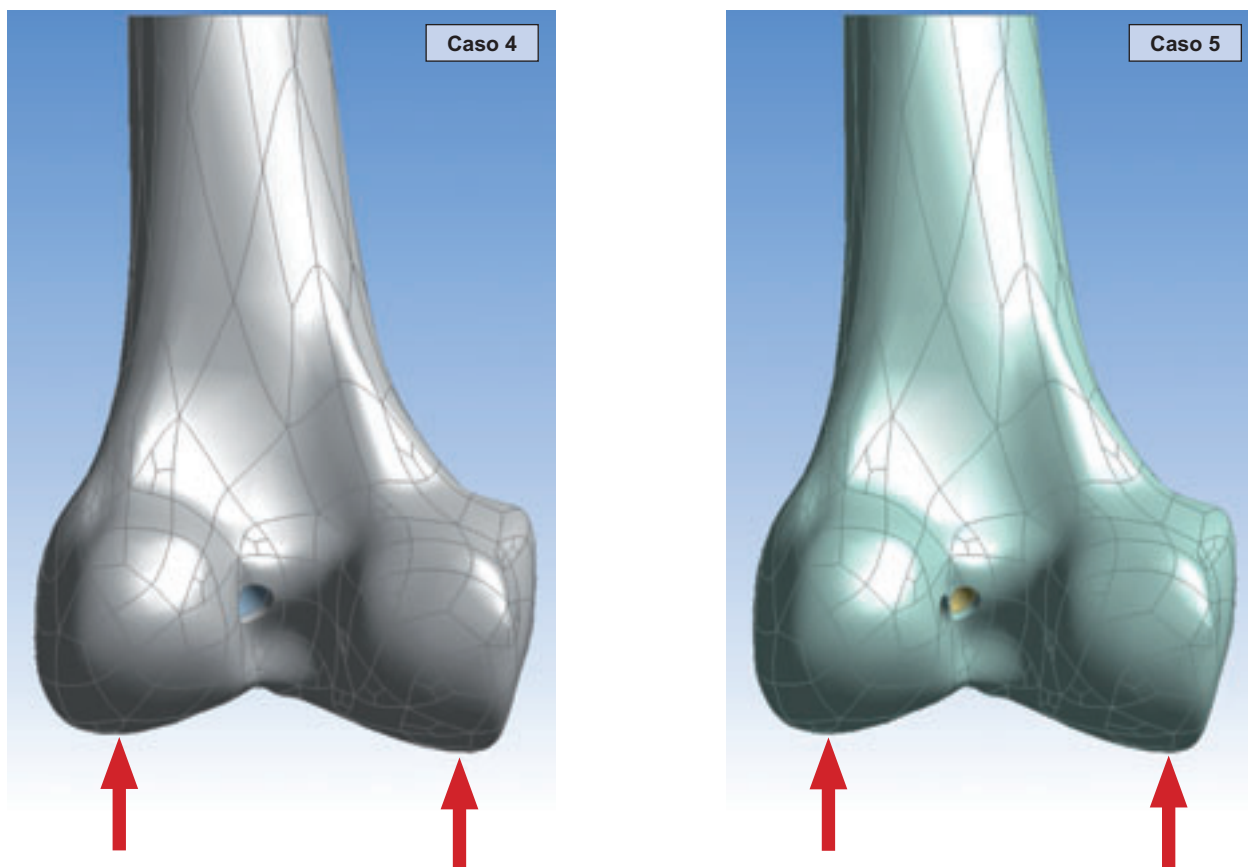


Figura 3. Estudio comparativo de la resistencia del fémur tras la reparación del LCA mediante las técnicas monofascicular y bifascicular.

3) Estudio de la resistencia del fémur como consecuencia de que se hayan practicado uno o dos túneles femorales según la técnica de reconstrucción empleada, ver Figura 3.

Para ello fue necesario el análisis de los cinco casos de carga que se presentaban en las Figuras 1, 2 y 3, que se resumen en la Tabla 1 y que aquí se comentan:

1. Análisis de la resistencia de la fijación para la técnica monofascicular con un único túnel tibial, ver Figura 1 izquierda.
2. Análisis de la resistencia de la fijación para la técnica bifascicular con un único túnel tibial, ver Figuras 1 y 2 derecha.
3. Análisis de la resistencia de la fijación para la técnica bifascicular con doble túnel tibial, ver Figura 2 izquierda.

4. Análisis de la resistencia del fémur con un único túnel femoral (técnica monofascicular), ver Figura 3 izquierda.

5. Análisis de la resistencia del fémur con dos túneles femorales (técnica bifascicular), ver Figura 3 derecha.

### 3. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Tras la revisión de la documentación técnica recogida en las Referencias 1 a 19, se decidió tomar como propiedades mecánicas del material óseo, de los huesos cortical y esponjoso, así como de las fijaciones, aleación Ti-6Al-4V, las presentadas en la Tabla 2.

Tabla 1. Características de los modelos de elementos finitos.

	Casos de Carga	Descripción
Estudio 1	Caso 1 vs. Caso 2	Análisis de la resistencia de la fijación. Monofascicular vs. bifascicular con un único túnel tibial
Estudio 2	Caso 2 vs. Caso 3	Análisis de la resistencia de la fijación. Bifascicular con un único túnel tibial vs. bifascicular con doble túnel tibial
Estudio 3	Caso 4 vs. Caso 5	Análisis de la resistencia del fémur. Monofascicular vs. bifascicular

Tabla 2. Propiedades de los materiales.

	Hueso cortical (ortótropo)		Hueso esponjoso (isótropo)	Ti-6Al-4V (isótropo)
Módulo de Elasticidad (E) [GPa]	$E_a$	21.9	0.9	115
	$E_b$	14.6		
	$E_c$	11.6		
Módulo de Cortadura (G) [GPa]	$G_{ab}$	6.99		
	$G_{ac}$	6.29		
	$G_{bc}$	5.29		
Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )	$\nu_{ab}$	0.205	0.33	0.325
	$\nu_{ac}$	0.109		
	$\nu_{bc}$	0.302		
Límite Elástico ( $\sigma_{ys}$ ) [MPa]	120 - 160			790

Además, se consideró una ley de comportamiento lineal para todos los materiales, por lo que habrá que analizar las tensiones alcanzadas con objeto de ver cómo se encuentra cargada cada zona de cada material respecto a su límite elástico.

#### 4. MODELOS GEOMÉTRICOS

Los modelos geométricos y de elementos finitos se construyeron empleando el programa ANSYS Work-

bench, tanto para la técnica bifascicular como para la monofascicular, a partir de la tercera generación del modelo de fémur estandarizado, obtenido por Pacific Research Laboratories, Inc. [Ref. 20] mediante escáner de Tomografía Computerizada (CT-scanner) de un fémur izquierdo, ver Figuras 4 y 5, y los modelos de las fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* para el fascículo medial anterior (AM) y lateral posterior (PL) respectivamente [Ref. 21] generados por Fundación ITMA en Autodesk Inventor [Ref. 22], Figuras 6 y 7.

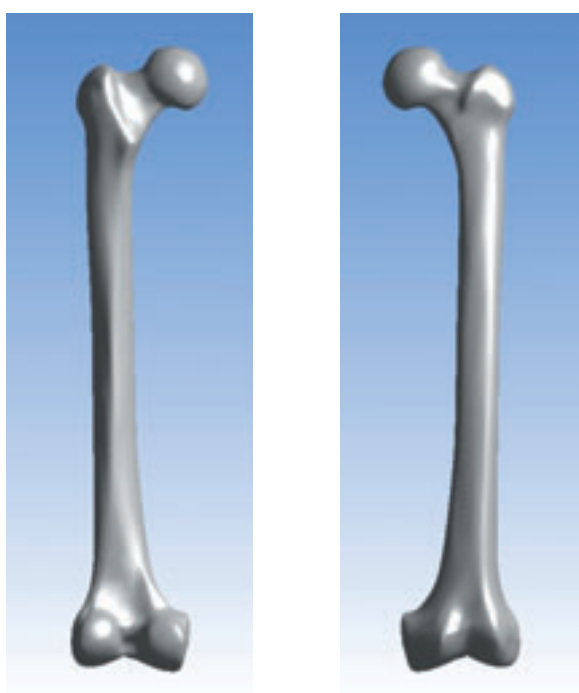


Figura 4. Fémur. Vistas en 3D del hueso cortical.

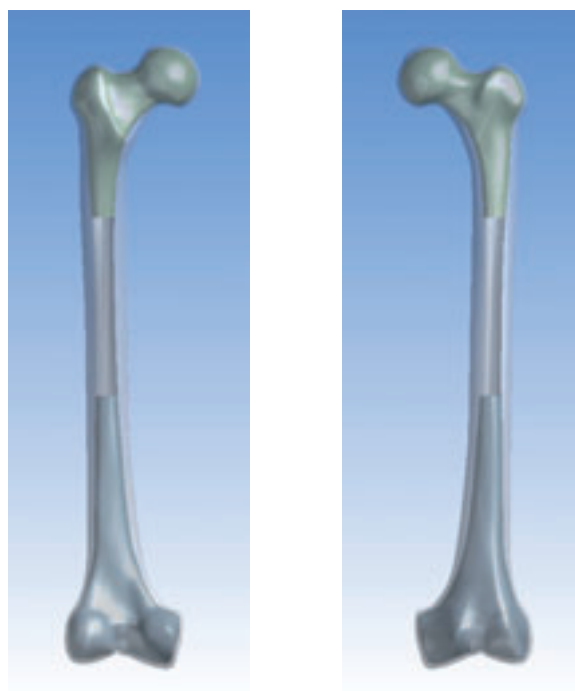


Figura 5. Fémur. Detalles en 3D del hueso cortical, esponjoso y canal intramedular.





Figura 6. Fijación tipo *Endobutton* para fascículo AM.



Figura 7. Fijación tipo *Endobutton direct* para fascículo PL.

#### 4.1. Técnica bifascicular

La colocación de los túneles correspondientes a la reparación del LCA empleando la técnica bifascicular se realizó atendiendo a las indicaciones dadas por los doctores Maestro y Fernández Lombardía. En la Figura 8 se presentan diferentes vistas de la geometría del fémur con los túneles comentados así como la posición relativa de ambas plaquetas de fijación.

Las características geométricas de los túneles son:

- Túnel AM: Primer tramo, longitud de penetración  $\frac{2}{3}$  de la total, diámetro 7 mm.  
Segundo tramo; longitud de penetración  $\frac{1}{3}$  de la total, diámetro 4.5 mm.
- Túnel PL: Sección constante, diámetro 6 mm.

En la Figura 9 se pueden ver los dos tramos practicados en el túnel AM con distintos diámetros.

#### 4.2. Técnica monofascicular

La Figura 10 muestra la posición del túnel realizado en el caso de utilizar la técnica monofascicular así como de la plaqueta de fijación utilizada. Las características geométricas del túnel son las siguientes: un primer tramo de longi-

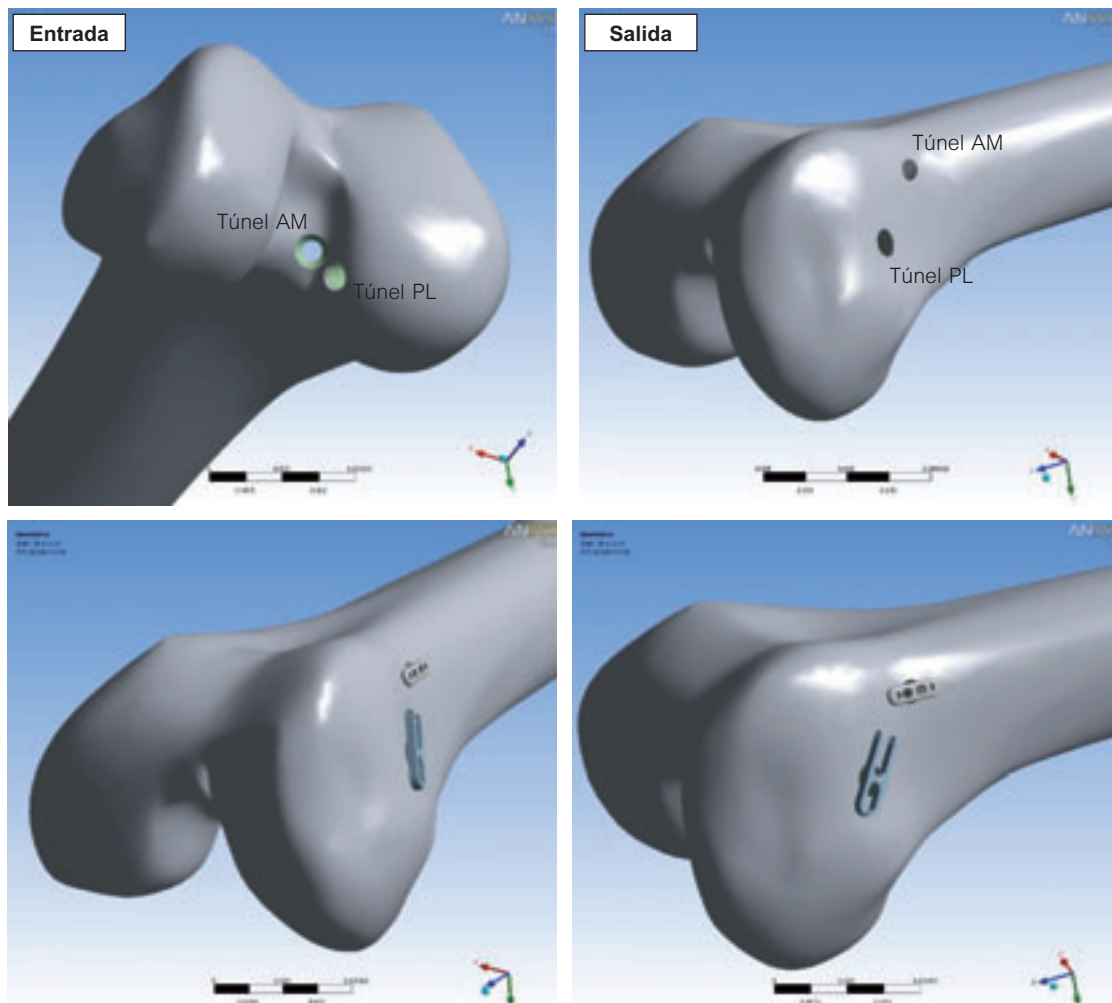


Figura 8. Modelo geométrico empleado para el estudio de la técnica bifascicular.

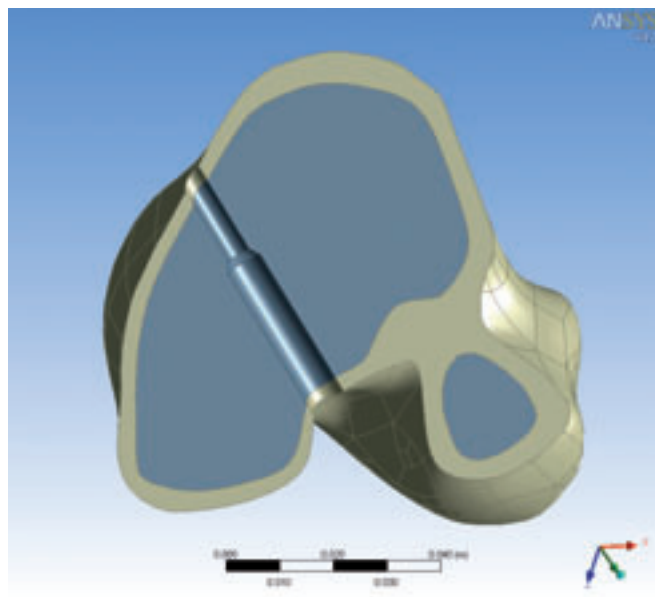


Figura 9. Túnel AM. Sección.

tud de penetración 2/3 de la longitud total y un diámetro de 8 mm y un segundo tramo de 1/3 de la longitud total y un diámetro de 4.5 mm.

## 5. MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

La simulación se realizó de manera realista mediante la utilización de elementos de tipo sólido estructural en 3D de segundo orden (SOLID186). Se trata de un elemento de 20 nodos y 3 grados de libertad en cada uno de ellos, las traslaciones en las direcciones "X", "Y" y "Z", ver Figura 11.

El contacto entre las plaquitas de fijación y el hueso cortical se resolvió mediante la utilización de elementos de contacto CONTA174 y TARGE170, ver Figuras 12 y 13.

Así, empleando un tramo del fémur representativo para los análisis a realizar, se generaron los modelos de elementos finitos necesarios para los cálculos. Las características de estos modelos se resumen en la Tabla 3.

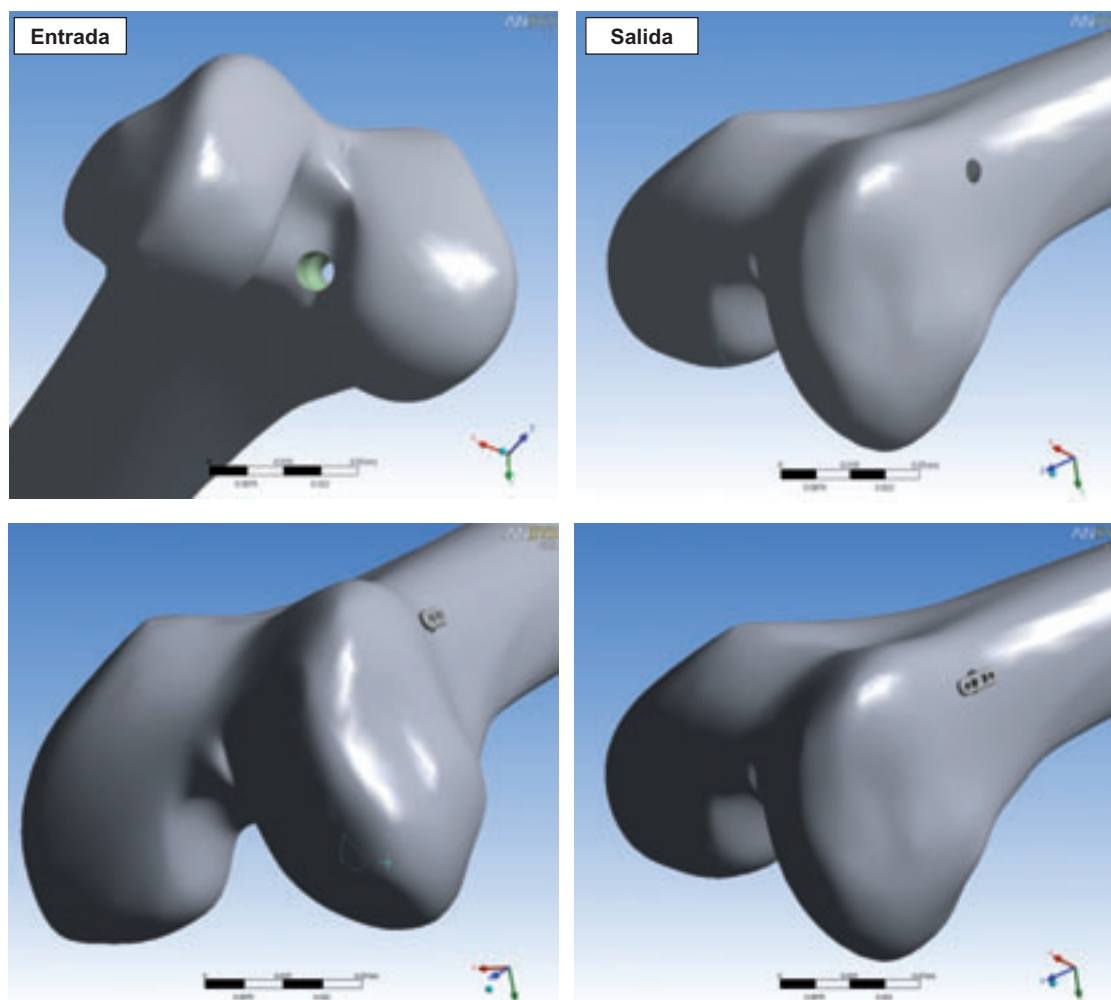


Figura 10. Modelo geométrico empleado para el estudio de la técnica monofascicular.



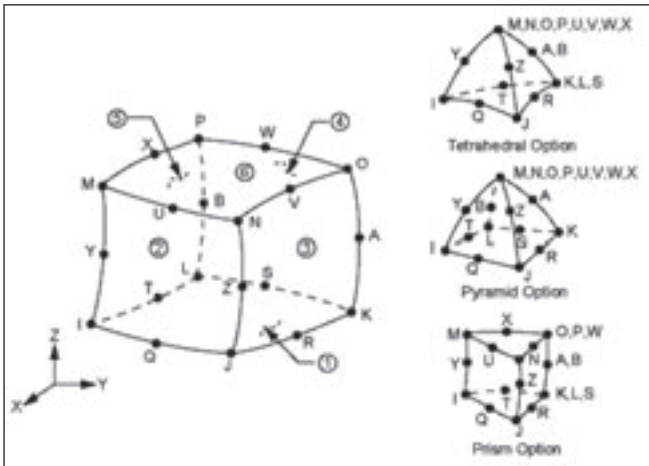


Figura 11. Elemento SOLID186.

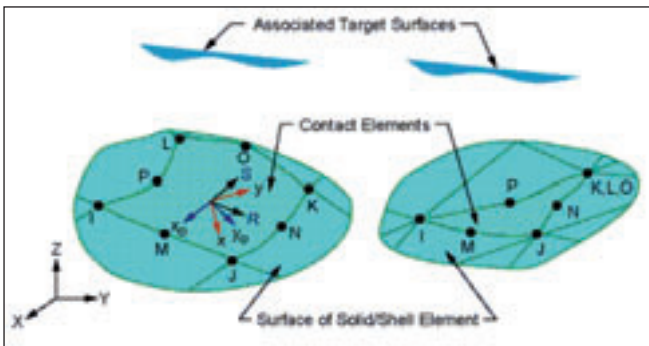


Figura 12. Elemento CONTA174.

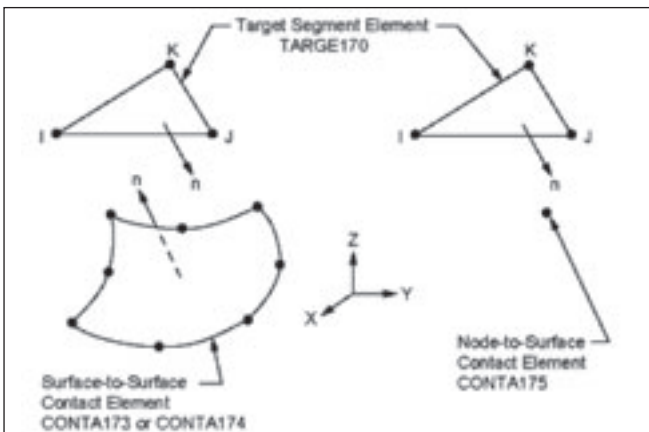


Figura 13. Elemento TARGE170.

Tabla 3. Características de los modelos de elementos finitos.

	Nodos	Elementos
Bifascicular	236109	162638
Monofascicular	197092	136407

A continuación se muestran diferentes vistas de los modelos de elementos finitos generados. Las Figuras 14 a 16 representan el modelo de elementos finitos desarro-

llado para el análisis de la técnica bifascicular, mientras que en las Figuras 17 a 19 se puede ver el modelo correspondiente a la técnica monofascicular. Cabe destacar el

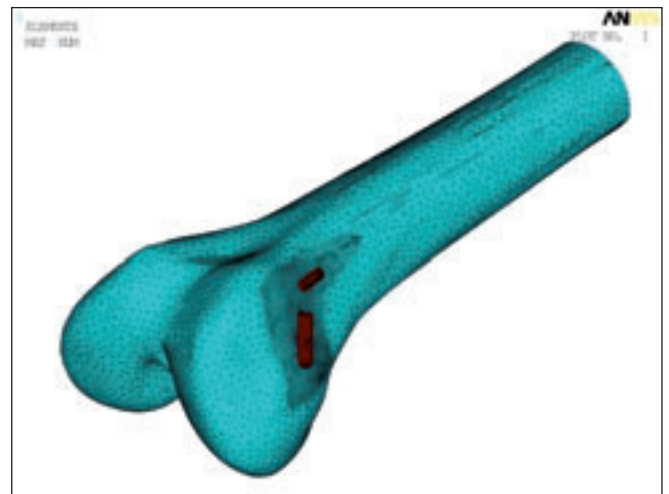


Figura 14. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Materiales por colores. Vista 1.

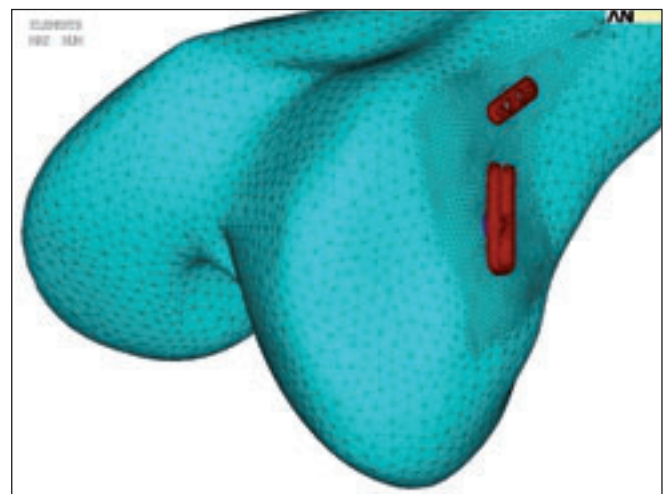


Figura 15. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Materiales por colores. Vista 2.

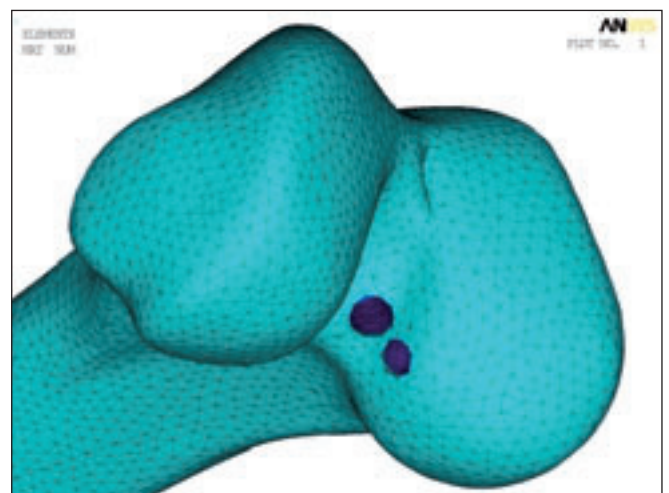


Figura 16. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Materiales por colores. Vista 3.

aumento de la densidad de malla llevado a cabo en la zona de contacto entre el hueso y las fijaciones con objeto de aumentar la precisión del cálculo.

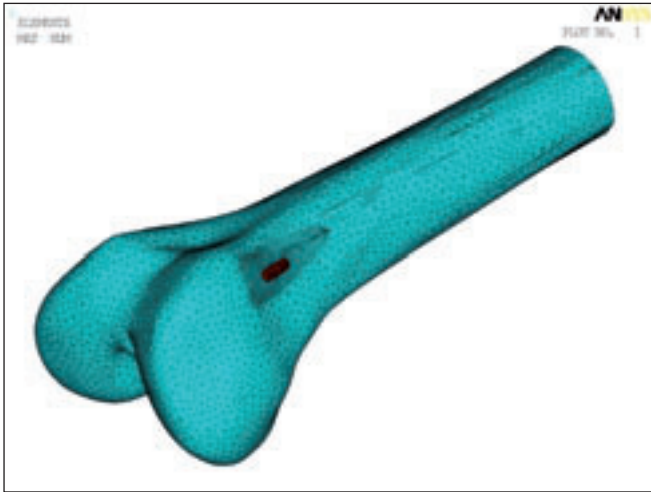


Figura 17. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Materiales por colores. Vista 1.

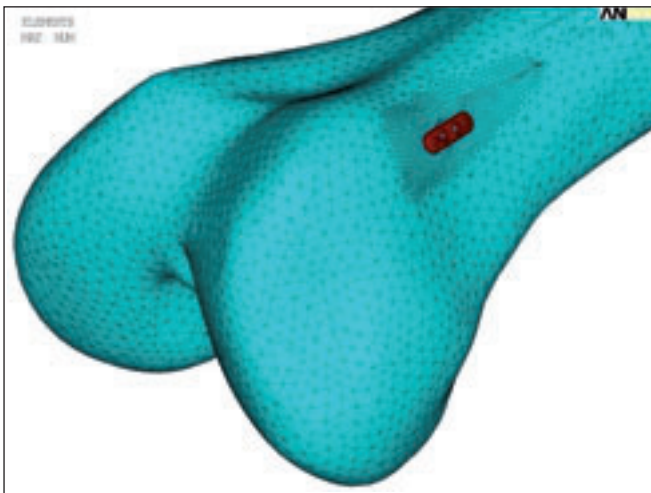


Figura 18. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Materiales por colores. Vista 2.

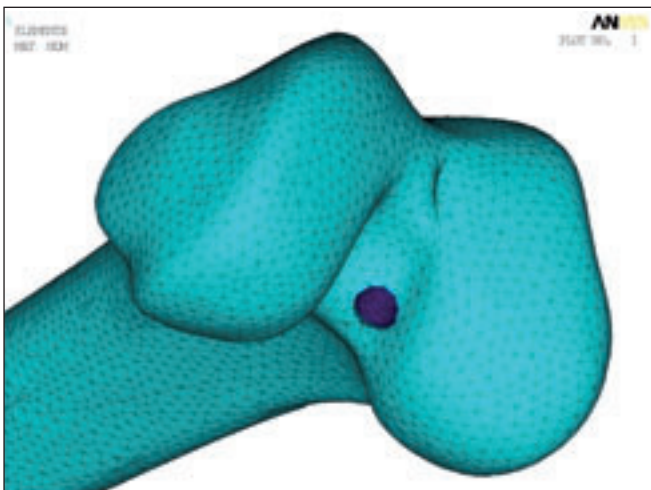


Figura 19. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Materiales por colores. Vista 3.

## 6. CASOS DE CARGA

Para el análisis de la resistencia de la fijación, Estudios 1 y 2, ver Tabla 1, las cargas empleadas en los casos de carga analizados, Casos 1, 2 y 3, fueron obtenidas de la bibliografía. Dado que las fuerzas ejercidas en el sitio de fijación del injerto durante las actividades típicas del postoperatorio van de 152 a 450 N [Refs. 23 a 25] y que la carga máxima sobre el LCA en actividades diarias es del orden del 20 % de su resistencia [Refs. 26 y 27], 2500 N [Ref. 27],  $2195 \pm 427$  N [Ref. 28] ó  $1994 \pm 206$  N [Ref. 29], es razonable suponer una carga de 500 N como la carga máxima diaria. Por tanto, parece lógico admitir que un método de fijación deba alcanzar al menos 500 N si la rodilla va a ser intensivamente rehabilitada, ya que hay que tener en cuenta que, hasta que se produzca la osteointegración, toda la resistencia de la reconstrucción depende de la fijación.

Por otro lado, en el análisis de la resistencia del fémur, Estudio 3, ver Tabla 1, para verificar que no existe riesgo de fractura del fémur debido a la presencia de uno o dos túneles femorales, se analizó un tramo de fémur representativo fijando su extremo superior y cargando con una fuerza total de compresión de 2000 N, 1000 N aplicados en cada uno de los dos cóndilos femorales, para simular la carga que sufre el fémur al andar [Ref. 30], dando lugar a los dos casos de carga comentados en el Apartado 2, Casos 4 y 5.

Así, en los siguientes apartados se describen en detalle las cargas aplicadas en cada uno de los cinco casos de carga objeto analizados.

### 6.1. Caso 1. Monofascicular con un túnel tibial

En la técnica monofascicular en el supuesto de mayor sollicitación, el túnel femoral estará alineado con el túnel tibial y el 100 % de la carga, 500 N, recaerá sobre la fijación tipo *Endobutton* para fascículo AM. Las condiciones de contorno y cargas aplicadas en este caso de carga se pueden ver en la Figura 20.

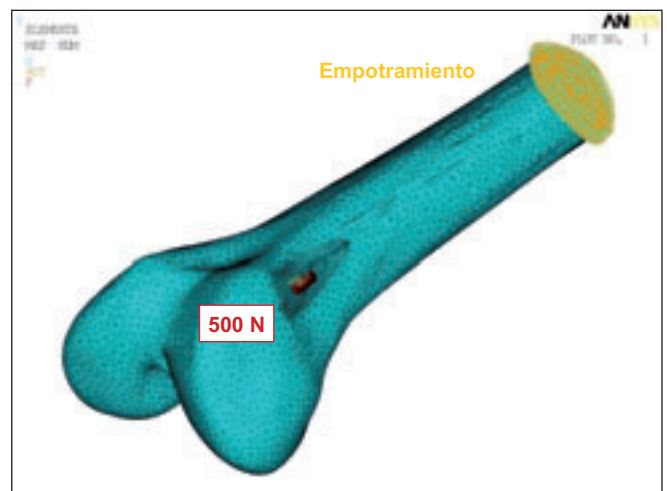
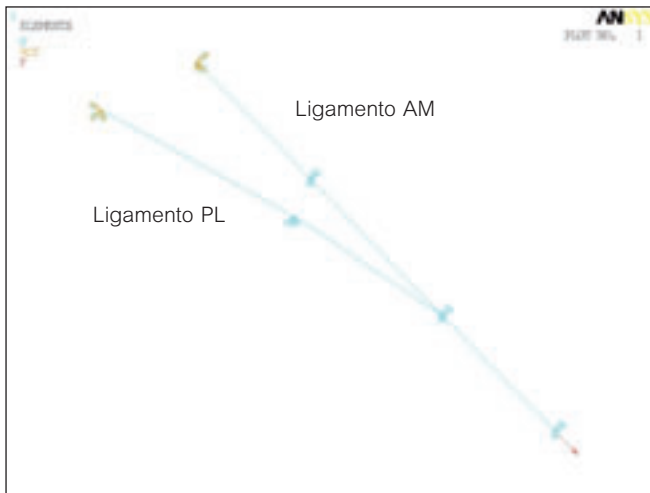


Figura 20. Técnica monofascicular con un único túnel tibial. Cargas y condiciones de contorno.

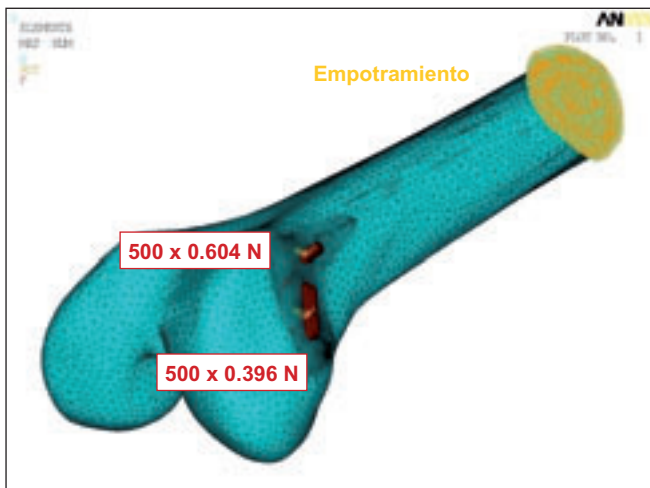
## 6.2. Caso 2. Bifascicular con un túnel tibial

En este caso resulta necesario conocer qué porcentaje de carga se lleva cada uno de los dispositivos de fijación colocados, AM y PL. Para ello, se desarrolló un modelo unifilar que representaba fielmente la técnica bifascicular con un único túnel tibial, con las longitudes y ángulos acordados con los Drs. Maestro y Fernández Lombardía, considerando los ligamentos en la posición de carga más desfavorable, ver Figura 21. Así, del estudio de este modelo se concluye que el 60.4 % de la fuerza total aplicada la soportará la fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM, mientras que el 39.6 % restante le corresponderá a la fijación tipo *Endobutton direct* para el fascículo PL.



**Figura 21.** Modelo unifilar para la descomposición de esfuerzos en la técnica bifascicular con un único túnel tibial.

Una vez conocidos los esfuerzos a aplicar sobre cada una de las fijaciones se procedió a calcular el modelo sólido generado anteriormente. Las cargas, con sus correspondientes factores de ponderación, y las condiciones de contorno consideradas en el estudio de la técnica bifascicular se pueden ver en la Figura 22.



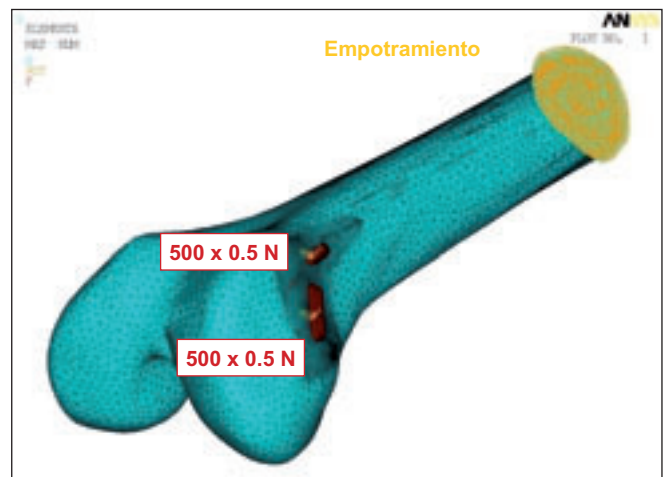
**Figura 22.** Técnica bifascicular con un único túnel tibial. Cargas y condiciones de contorno.

## 6.3. Caso 3. Bifascicular con doble túnel tibial

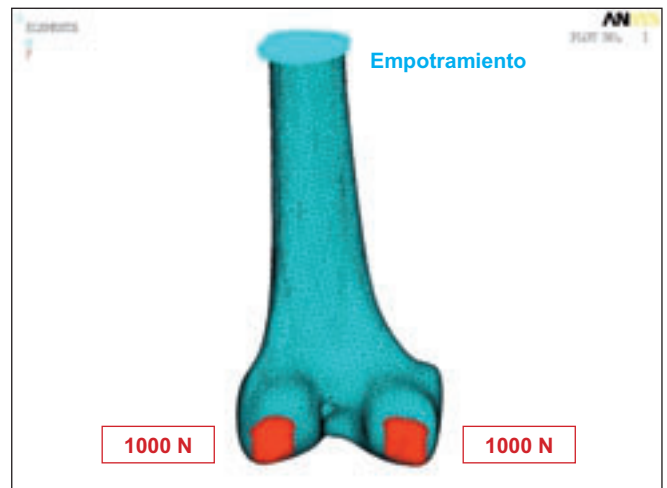
En la técnica bifascicular con dos túneles tibiales en el supuesto de mayor sollicitación, ambos túneles femorales estarán alineados con los túneles tibiales de forma que la carga de 500 N se repartirá de igual forma entre la fijación tipo *Endobutton direct* del fascículo PL y la fijación tipo *Endobutton* del fascículo AM. Las condiciones de contorno y cargas aplicadas en este caso de carga se pueden ver en la Figura 23.

## 6.4. Casos 4 y 5. Análisis de la resistencia del fémur. Monofascicular vs. bifascicular

El análisis de la integridad estructural del fémur como consecuencia de la presencia de uno o dos túneles femorales se realizó fijando el extremo superior de un tramo de fémur representativo y cargando con 1000 N sobre cada uno de los dos condilos femorales. La Figura 24 muestra, a modo de ejemplo, las cargas y condiciones de contorno aplicadas sobre el modelo con un único túnel tibial, Caso 4.



**Figura 23.** Técnica bifascicular con dos túneles tibiales. Cargas y condiciones de contorno.



**Figura 24.** Cargas y condiciones de contorno para analizar el riesgo de fractura del fémur.



## 7. RESULTADOS

Se presentan a continuación los resultados obtenidos para los tres estudios comparativos definidos en el Apartado 2 y para los que son necesarios los cinco casos de carga anteriormente mencionados.

### 7.1. Estudio 1

En este primer estudio comparativo se analiza la resistencia de la fijación para las técnicas monofascicular y bifascicular antes de que se produzca la osteointegración, ambas con un único túnel tibial.

#### 7.1.1. Caso de carga 1

Las Figuras 25 a 28 muestran los resultados obtenidos cuando se utiliza la técnica de reconstrucción monofascicular con un único túnel tibial. La Figura 25 presenta una vista general de la distribución de tensiones en el tramo de fémur empleado en el análisis. En la Figura 26 se muestra en detalle el nivel de tensiones alcanzado en el hueso cortical como consecuencia del contacto entre el mismo con la fijación. Como se puede comprobar en dicha figura, existen dos pequeñas zonas en las que se supera el valor de comparación, 120 MPa, siendo el valor de tensión máximo en éstas de 158 MPa, valor que se sitúa en el rango de variación del límite elástico del hueso cortical (120 a 160 MPa, ver Tabla 1).

En la Figura 27 se representa la distribución de tensiones de von Mises en la fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM utilizando como tensión de comparación el valor del límite elástico de la aleación Ti-6Al-4V, 790 MPa. Lógicamente, al existir una única fijación todo el esfuerzo se concentra en ella.

Además, se observa que las tensiones en la parte central de la misma superan dicha tensión de comparación, zonas en color gris. Esto es debido a que, idealmente, el contacto entre la fijación y el hueso cortical se establece en dos puntos extremos por lo que la fijación trabaja a flexión sometiendo a grandes esfuerzos las fibras superiores e inferiores de la misma, ver Figura 28. Sin embargo, la realidad no será ésa ya que tendrá lugar un "asiento" de dicha fijación, con lo que las zonas de contacto entre la fijación y el hueso cortical serán mayores, lo que reducirá el vano de la fijación y, por lo tanto, los esfuerzos que ésta sufre disminuirán.

Así, cualquier pequeña modificación en la posición de la fijación o en la geometría del hueso implicaría una mayor zona de apoyo fijación-hueso, ver Figura 28, y por tanto un reparto de esfuerzos más favorable para la fijación.

#### 7.1.2. Caso de carga 2

En las Figuras 29 a 34 se pueden ver las distribuciones de tensiones de von Mises de cada uno de los componentes analizados para la técnica de reconstrucción bifascicular del LCA con un único túnel tibial, hueso cortical y fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* para los fascículos

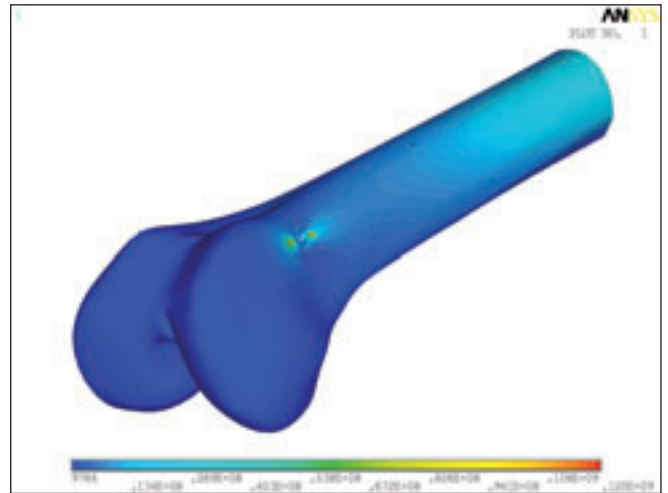


Figura 25. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 1.

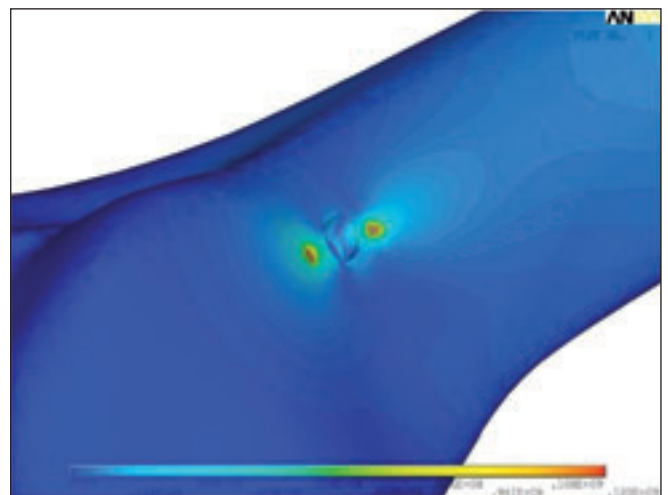


Figura 26. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 2.

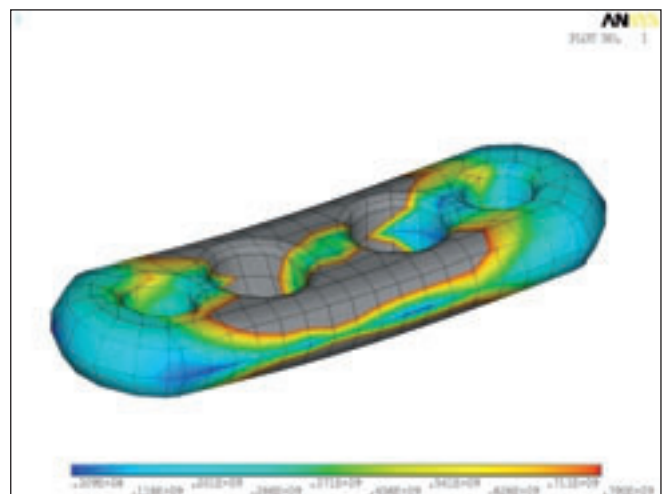
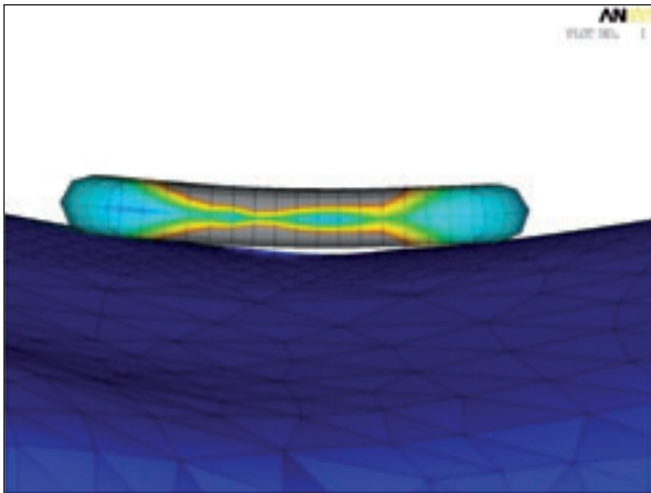
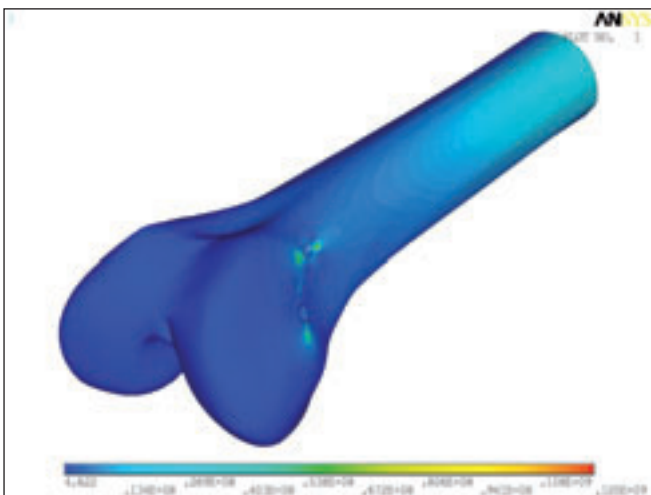


Figura 27. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Ti-6Al-4V}}$

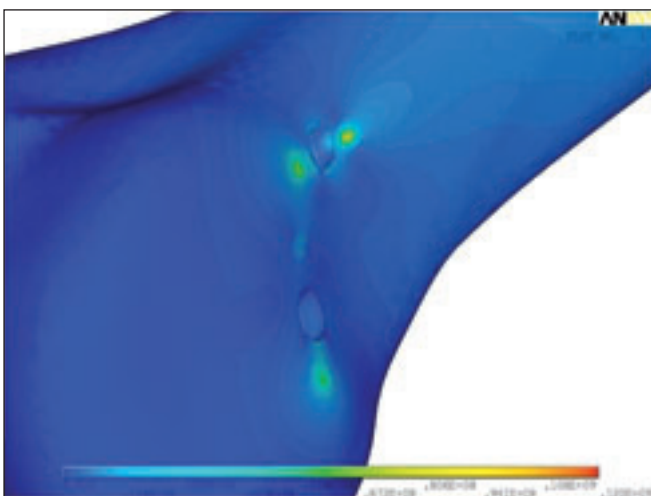
los AM y PL respectivamente, utilizando como tensión de comparación el límite elástico de cada material.



**Figura 28.** Zonas de contacto de la fijación con el hueso cortical. Monofascicular. 1 túnel tibial.



**Figura 29.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 1.



**Figura 30.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 2.

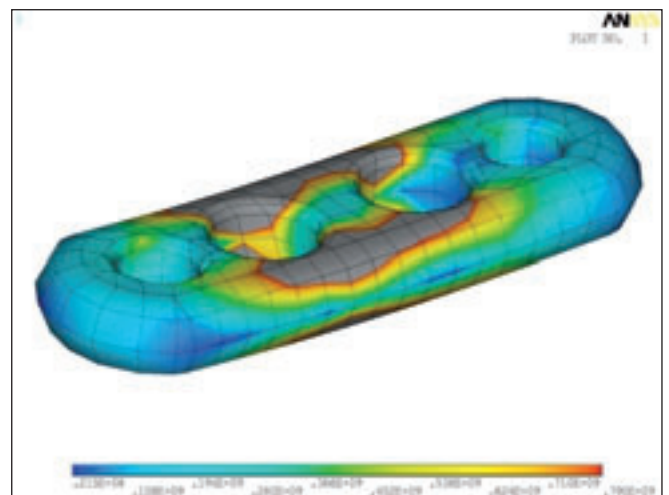
La distribución de tensiones en el hueso cortical se puede ver en las Figuras 29 y 30. En ellas se ha tomado

como tensión de comparación el valor mínimo del límite elástico del hueso cortical, 120 MPa (ver Tabla 1), comprobándose que en ninguna zona se alcanza dicho valor ya que la tensión máxima es únicamente de 107 MPa.

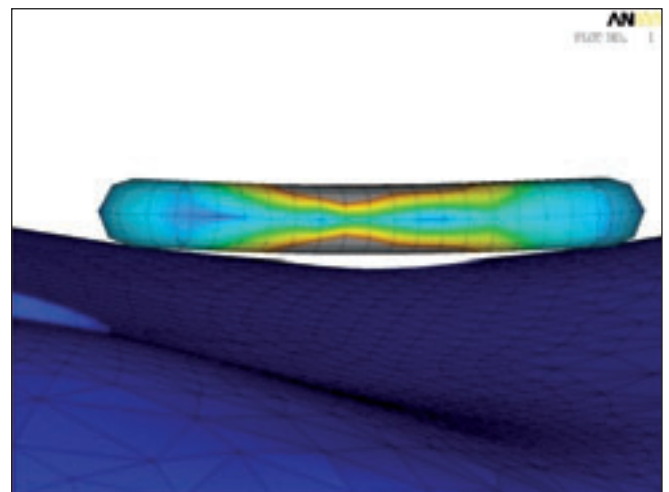
En las Figuras 31 y 33 se muestran las distribuciones de tensiones en las plaquitas AM y PL respectivamente utilizando como tensión de comparación el valor del límite elástico de la aleación Ti-6Al-4V, 790 MPa.

En la fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM, Figuras 31 y 32, se puede ver como las tensiones en la parte central de la misma superan dicha tensión de comparación, zonas en color gris. Como se comentó en el apartado anterior, la realidad no será ésta ya que tendrá lugar un “asiento” de dicha fijación que conllevará una reducción del vano de la fijación y, por lo tanto, de los esfuerzos.

La fijación tipo *Endobutton direct* para el fascículo PL presenta una distribución de tensiones con valores menores, ver Figura 33, únicamente una pequeña zona su-

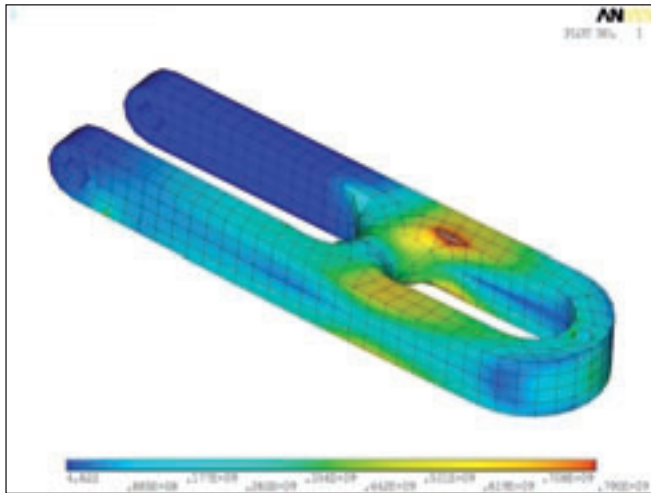


**Figura 31.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Ti-6Al-4V}}$  Fijación AM.

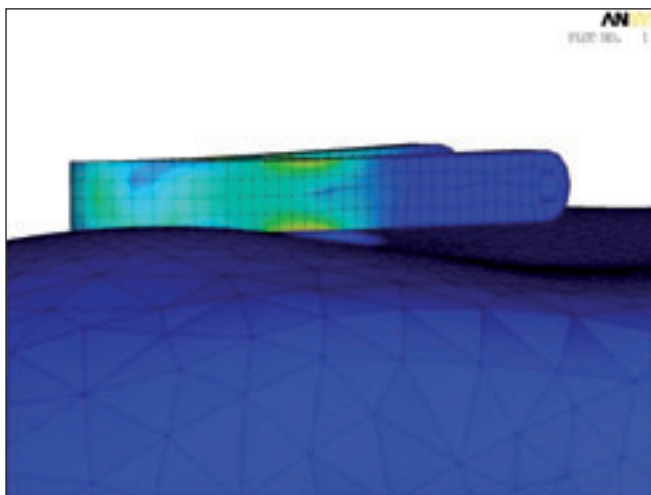


**Figura 32.** Zonas de contacto de la fijación AM con el hueso cortical. Bifascicular. 1 túnel tibial.





**Figura 33.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys Ti-6Al-4V}$  Fijación PL.



**Figura 34.** Zonas de contacto de la fijación PL con el hueso cortical. Bifascicular. 1 túnel tibial.

pera el valor del límite elástico del material. Al igual que ocurría con la fijación AM, el contacto establecido entre esta fijación y el hueso es ideal con lo que cualquier pequeña variación en la posición o en la geometría del hueso que pueda tener lugar durante la operación implicaría una mayor zona de apoyo, por lo que el reparto de esfuerzos sería más favorable. De hecho, la “patilla” de la fijación completamente en color azul (descargada) no está en contacto con el hueso, ver Figura 34, lo que provoca que se concentren los esfuerzos en la zona directamente apoyada dando lugar a esa pequeña zona en color gris (región con tensiones superiores al límite elástico), ver Figura 33.

### 7.1.3. Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos, la técnica de reconstrucción bifascicular del LCA con un único túnel tibial, además de las claras ventajas que presenta a nivel de control rotacional, implica un mejor reparto de los esfuer-

zos tanto en el hueso como en las fijaciones que la técnica monofascicular, asegurando la resistencia necesaria cuando la rodilla va a ser intensivamente rehabilitada.

## 7.2. Estudio 2

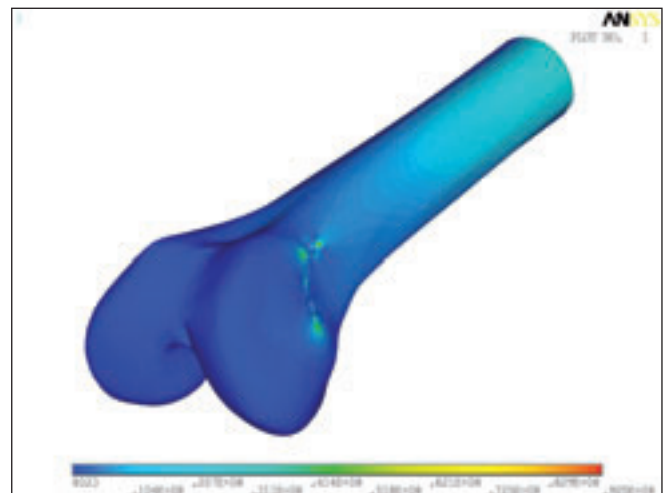
En este segundo estudio comparativo se analiza la resistencia de la fijación para la técnica bifascicular con un único túnel tibial y con dos túneles tibiales antes de que se produzca la osteointegración.

### 7.2.1. Caso de carga 2

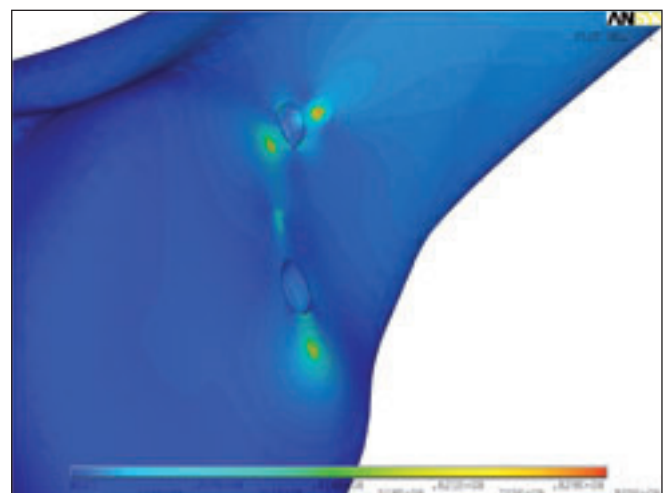
Los resultados obtenidos para este caso de carga se comentaron en el Apartado 7.1.2 y se presentaron en las Figuras 29 a 34.

### 7.2.2. Caso de carga 3

Las Figuras 35 a 40 muestran los resultados correspondientes a la técnica bifascicular con dos túneles tibiales, las distribuciones de tensiones de von Mises de cada uno



**Figura 35.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales. Vista 1.

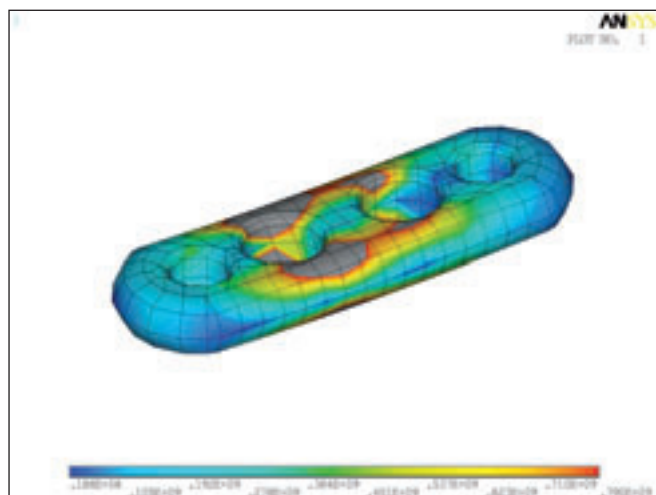


**Figura 36.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales. Vista 2.

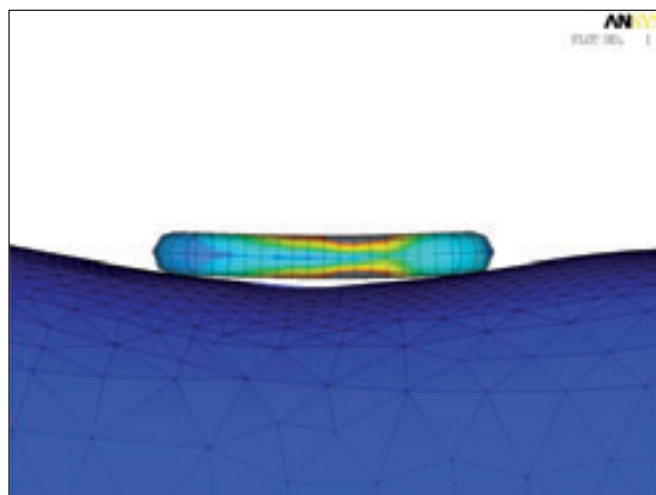
de los componentes analizados: hueso cortical y fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* para los fascículos AM y PL respectivamente.

La distribución de tensiones en el hueso cortical se puede ver en las Figuras 35 y 36. En ellas se comprueba que la tensión máxima es de 92.5 MPa, lejos de su límite elástico 120 MPa. En las Figuras 37 y 39 se muestran las distribuciones de tensiones en las plaquitas AM y PL respectivamente utilizando como tensión de comparación el valor del límite elástico de la aleación Ti-6Al-4V, 790 MPa.

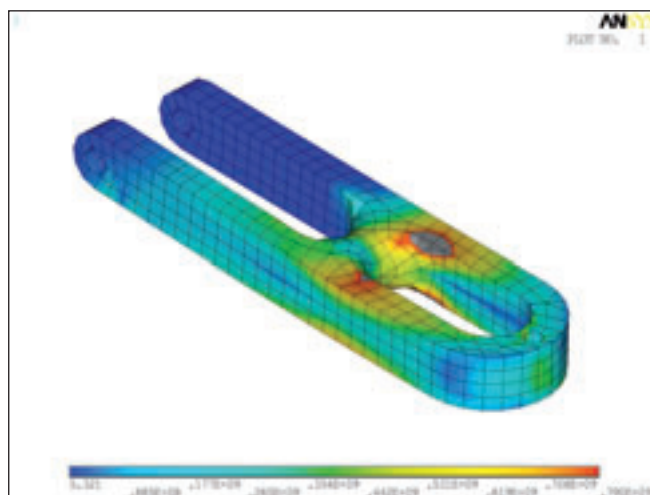
El comportamiento de la fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM en este caso, bifascicular con doble túnel tibial, se puede ver en la Figura 37. Al igual que ocurría en la fijación AM en los dos casos de carga anteriormente analizados, las tensiones en la parte central de la misma superan dicha tensión de comparación, zonas en color gris. De igual forma que en los casos anteriores, tendrá lugar un “asiento” de esta fijación, con lo que las zonas de contacto entre la fijación y el hueso cortical serán mayores, lo que reducirá el vano de la fijación y, por lo tanto, los esfuerzos que sufre la fijación.



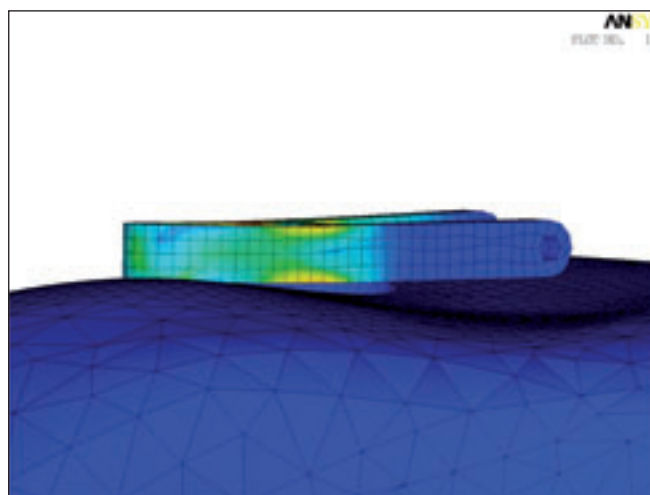
**Figura 37.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys Ti-6Al-4V}$ . Fijación AM.



**Figura 38.** Zonas de contacto de la fijación AM con el hueso cortical. Bifascicular. 2 túneles tibiales.



**Figura 39.** Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys Ti-6Al-4V}$ . Fijación PL.



**Figura 40.** Zonas de contacto de la fijación PL con el hueso cortical. Bifascicular. 2 túneles tibiales

La distribución de tensiones para la fijación tipo *Endobutton direct* para el fascículo PL se puede ver Figura 39, sólo una pequeña zona supera el valor del límite elástico del material. Al igual que ocurría con la fijación AM, el contacto establecido entre esta fijación y el hueso es ideal con lo que cualquier pequeña variación en la posición o en la geometría del hueso que pueda tener lugar durante la operación implicaría una mayor zona de apoyo, ver Figura 40, por lo que el reparto de esfuerzos sería más favorable.

### 7.2.3. Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos, el empleo de la técnica de reconstrucción bifascicular del LCA con dos túneles tibiales frente a la técnica bifascicular con un único túnel tibial implica una pequeña mejoría en el reparto de los esfuerzos tanto en el hueso como en las fijaciones. En el hueso cortical, las tensiones máximas alcanzadas en la zona del apoyo de la fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM se reducen de los 107 MPa para el caso con un único túnel tibial a los 92.5 MPa cuando se emplean dos

túneles tibiales. Así mismo, si se comparan las Figuras 31 y 37 se comprueba cómo al reducir la carga aplicada sobre la fijación AM, las zonas en color gris, es decir, aquellas que superan el valor del límite elástico del Ti-6Al-4V, son menores. Sin embargo, la fijación PL recibe los esfuerzos que ya no soporta la fijación AM, por lo que estará sometida a mayores esfuerzos en el caso del doble túnel tibial, ver Figuras 33 y 39.

### 7.3. Estudio 3

La verificación de que no exista riesgo de fractura en el fémur como consecuencia de los túneles practicados para la reconstrucción del LCA se llevó a cabo sometiendo un tramo representativo de hueso a un esfuerzo de compresión similar al que se ejerce al andar, tal y como se explicó en el Apartado 6.

#### 7.3.1 Casos de carga 4 y 5

Las Figuras 41 y 42 muestran las distribuciones de tensiones obtenidas en este caso de carga para la reparación

del LCA empleando la técnica monofascicular, mientras que en las Figuras 43 y 44 se presentan los resultados obtenidos empleando la técnica bifascicular.

En ambos casos, las tensiones máximas alcanzadas, 20 y 31 MPa respectivamente, son muy inferiores al valor mínimo del límite elástico del hueso cortical, 120 MPa, por lo que se considera que no existe riesgo de fractura del fémur. Como es lógico, el nivel de tensiones obtenido empleando la técnica bifascicular es superior al obtenido cuando se emplea la técnica monofascicular debido a la pequeña separación existente, aproximadamente 2 mm, en la entrada de los túneles, ver Figura 43, zona en la que tiene lugar una concentración de tensiones. En cualquier caso, el nivel de tensiones alcanzado es muy inferior a al límite elástico del hueso cortical (31 vs. 120 MPa).

## 8. CONCLUSIONES

Atendiendo a los resultados de los tres estudios realizados se obtienen las siguientes conclusiones:

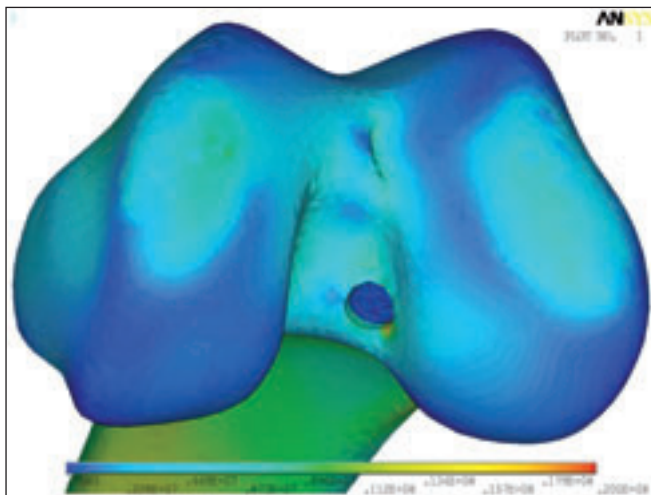


Figura 41. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. Hueso cortical. Vista 1.

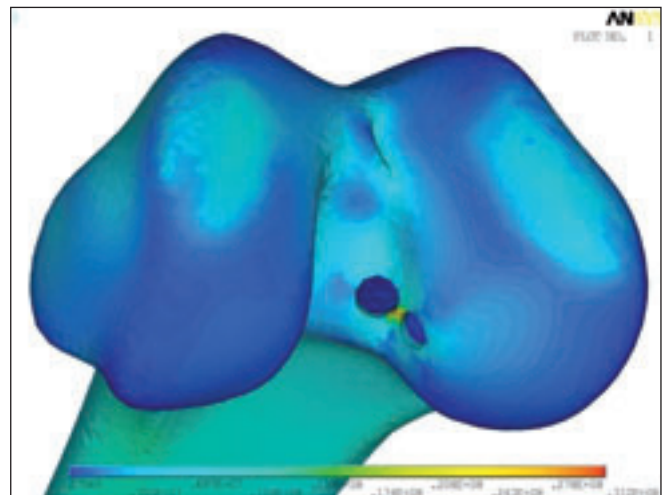


Figura 43. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. Hueso cortical. Vista 1.

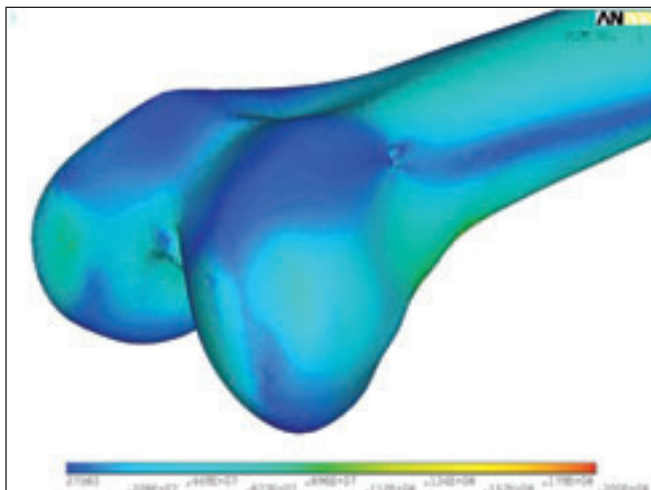


Figura 42. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. Hueso cortical. Vista 2.

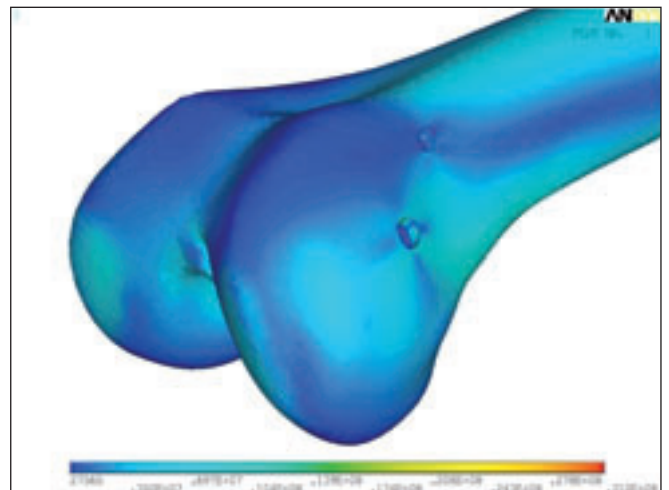


Figura 44. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. Hueso cortical. Vista 2.



- La técnica bifascicular tanto con uno como con dos túneles tibiales resulta adecuada para resistir una rehabilitación intensiva. Así mismo, queda demostrado que el empleo de dicha técnica de reconstrucción del LCA no debilita la sección del fémur de manera que pueda tener lugar la rotura del fémur como consecuencia de los esfuerzos de compresión que se ejerce al andar.
- La ejecución de uno o dos túneles tibiales apenas tienen efecto en el comportamiento mecánico de la fijación, desde el punto de vista del fémur.

## 9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Basic Orthopaedic Biomechanics. Van C. Mow and Wilson C. Hayes. Raven Press.
2. 2D Contour Smoothing and Surface Reconstruction of Tubular CT-Scanned Anatomical Structures. George Biros.
3. Meshing and Analysis of Femur and Hip Prosthesis. B. Skallerud and S.H. Petersen.
4. A New Hip Replacement Design incorporating a Curvilinear Collar. Jay A. Mandell, Dennis R. Carter, Gary S. Beaupré and David J. Schurman.
5. UHMWPE-Alumina Ceramic Composite, an Improved Prosthesis Material for an Artificial Cemented Hip Joint. S.K. Senapati and S.Pal.
6. Functionally Graded Cellular Metal Alloys for Joints Implants. Adeeb Rahman and Mustafa Mahamid.
7. Análisis de una Prótesis no Convencional Bloqueada para Cadera Mediante el Método del Elemento Finito. Víctor M. Domínguez-Hernández, Manuel Faraón Carvajal Romero, Genaro Rico Martínez, Guillermo Urriolagoitia Calderón.
8. Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I – Lineal Analysis. J. C: Lotz, E. J. Cheal, W. C. Hayes.
9. Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part II – Nonlinear Analysis. J. C: Lotz, E. J. Cheal, W. C. Hayes.
10. Correlación de Patrones de Stress por Elementos Finitos y Remodelación Osea en Vástagos Femorales. Cachero Bernárdez D., Alejandro Corral IF., Díaz P.
11. Modelling the Biomechanics of Total Hip Replacement: How to Take Into Account The Surgeon and the Patient. M. Viceconti, F. Taddei, R. Gori, C. Zannoni, M. Bernakiewicz and A. Toni.
12. Influence of a Interference-Fit on the Strain Distribution in the Implanted Proximal Femur. A.S. Wong, A.M.R. New, A. Ritchie, M. Taylor.
13. On the Appropriateness of Using the Standardized Femur for FEA in the Proximal Region. Brian Greer, Eric Wang and Yanyao Jiang.
14. The Stress Values Numerical Computing in the Proximal Femur under Physiological Load Conditions. Vlad Morcovescu.
15. Design and Analysis of Robust Total Joint Replacement: Finite Element Model Experiments with Enviromental Variables. P.B. Chang, B.J. Williams, K.S.B. Bhalla, T.W. Belknap, T.J. Santner, W.I. Notz, D.L. Bartel.
16. Failure Analysis of Composite Femoral Components for Hip Arthroplasty. C. Li, C. Granger, H. del Schutte, S.B. Biggers, J.M. Kennedy, R.A. Latour.
17. Propiedades del Material. MatWeb.com, The Online Materilas Database. Titanium Ti-6Al-4V, ELI Annealed. Suministrado por SOCINSER 21, S.A.
18. ISO 5832-3:1990(E). Implants for Surgery – Metallic Materials- Part 3: Wrought Titanium 6-Aluminium 4-Vanadium Alloy. Suministrado por SOCINSER 21, S.A.
19. Present and Future Uses of Titanium in Engineering.
20. [http://www.biomedtown.org/biomed\\_town/LHDL/Reception/data-repository/repositories/BelRepWikiPages/TheStandardizedFemurSolidModel](http://www.biomedtown.org/biomed_town/LHDL/Reception/data-repository/repositories/BelRepWikiPages/TheStandardizedFemurSolidModel).
21. ENDOBUTTOM. Family of Fixation Devices. Smith&nephew.
22. Autodesk Inventor Professional 10.
23. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. KL Markolf, JF Gorek, JM Kabo, et al. J Bone Joint Surg 72A: 557-567. 1990.
24. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. FR Noyes, DL Butler, ES Grood, et al. FR Noyes, DL Butler, ES Grood, et al. J Bone Joint Surg 66A: 344-352, 1984.
25. An in vivo strain gage study of elongation of the ACL. CE Henning, MA Lynch., KR Glick. Am J Sports Med 13; 22-26. 1985.
26. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. BD Beynon, BC Fleming, RJ Johnson, et al. Am J Sports Med 23; 24-34. 1995.
27. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. CB Frank, DW Jackson. J Bone Joint Surg 79(10): 1556-1576, 1997.
28. Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. J Bone Joint Surg 79(10): 1556-1576, 1997.
29. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: the impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. SU Scheffler, NP Südkamp, A Göckenjan, et al. Arthroscopy: 18. N°3 (March), 304-315. 2002.
30. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. Morrison, J. B. Journal of Biomechanics. 1970; 3:51-61.

### Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este proyecto. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.