

INVESTIGACIÓN

2009

ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS 4 TÉCNICAS QUIRÚRGICAS ACTUALES MÁS EMPLEADAS EN LA REPARACIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR MEDIANTE SIMULACIÓN NUMÉRICA

FUNDACIÓN **MAPFRE**

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

## Investigador Principal

**M. Armindo Guerrero Rosales**

Dr. Ingeniero Industrial. Responsable del Área de Ingeniería  
FUNDACIÓN ITMA. Llanera (Asturias)

## Equipo Investigador

**Julio Jorge Rellán**

Ingeniero Industrial. Técnico del Área de Ingeniería  
FUNDACIÓN ITMA. Llanera (Asturias)

## Índice

	Página
1. INTRODUCCIÓN	4
2. OBJETO	6
3. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES	7
4. MODELOS GEOMÉTRICOS	7
4.1. Técnica monofascicular	9
4.2. Técnica bifascicular	10
5. MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS	11
6. CASOS DE CARGA	13
6.1. Caso 1. Monofascicular con un túnel tibial	14
6.2. Casos 2 y 4. Bifascicular con un túnel tibial	14
6.3. Caso 3. Bifascicular con doble túnel tibial	15
6.4. Casos 5 y 6. Análisis de la resistencia del fémur Monofascicular vs. bifascicular	15
7. RESULTADOS	15
7.1. Estudio 1	15
7.1.1. Caso de carga 1	15
7.1.2. Caso de carga 2	16
7.1.3. Conclusiones	18
7.2. Estudio 2	18
7.2.1. Caso de carga 2	18
7.2.2. Caso de carga 3	18
7.2.3. Conclusiones	19
7.3. Estudio 3	19
7.3.1. Caso de carga 2	19
7.3.2. Caso de carga 4	19
7.3.3. Conclusiones	21
7.4. Estudio 4	21
7.4.1. Casos de carga 5 y 6	21
8. CONCLUSIONES	22
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23

## 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 EE.UU. 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.

Así, a principios de 2009 un equipo multidisciplinar de investigadores compuesto principalmente por ingenieros y cirujanos ortopédicos, aprovechando la **Ayuda a la Investigación 2008 de la FUNDACIÓN MAPFRE**, comenzaron el estudio comparativo de las dos técnicas más empleadas por nuestro equipo quirúrgico, en aquellos momentos, para la reparación de lesiones del LCA, la técnica monofascicular y la bifascicular con un único túnel tibial, ver Figuras 1 y 2, empleando el Método de los Elementos Finitos (MEF).

A la vista de los resultados obtenidos en los estudios realizados en el mencionado proyecto de investigación, se consideró de interés el estudio comparativo de la técnica bifascicular con uno y dos túneles tibiales, ver 3.

Además, a lo largo del año 2009 se comenzó a comercializar el tornillo Biosure HA, con probada biocompatibilidad, con un diámetro adecuado a los requerimientos de nuestra técnica, 6 mm, para usar en la reparación del LCA empleando la técnica bifascicular con un único túnel tibial, siendo muchos los cirujanos que ya lo están empleando, ver 4. Este tornillo fabricado con un material compuesto por ácido poli-L-láctido e hidroxiapatita, un fosfato de calcio similar al componente mineral del hueso humano, una vez absorbido presenta una resistencia a fractura similar a la del hueso cortical humano. Por este motivo se solicitó un nuevo proyecto que financiase el estudio de esta nueva técnica quirúrgica para completar el estudio comparativo iniciado en 2009.

Con el objetivo de que el presente informe sirva como informe final del proyecto, se resumen en él todos los cálculos realizados de forma que se puedan comparar las cuatro técnicas quirúrgicas de reparación del LCA. De las cuatro técnicas quirúrgicas estudiadas, ver Figuras 1 a 4, las tres primeras ya habían sido analizadas en la primera parte del proyecto, mientras que la última, en la que se emplea la fijación mediante el tornillo Biosure HA, fue estudiada en exclusiva en esta segunda parte del proyecto debido a la complejidad que entraña su simulación, tanto desde el punto de vista geométrico como de esfuerzos a aplicar en el contacto existente entre el hueso esponjoso, el tendón utilizado en la reparación y el tornillo.

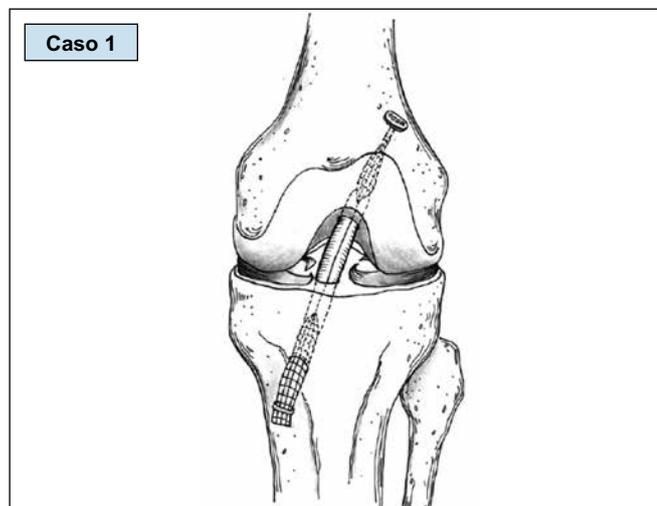


Figura 1. Monofascicular con un túnel tibial. Fijación tipo *Endobutton*.

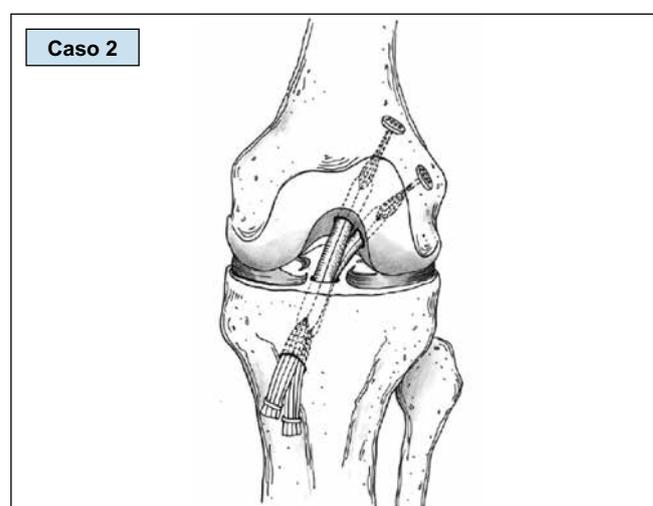
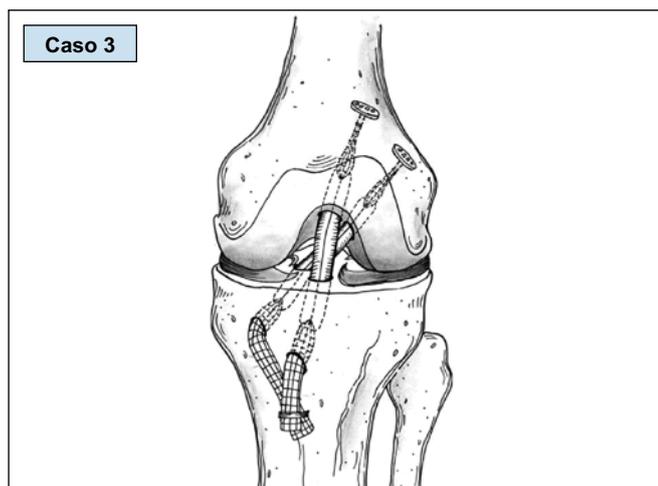
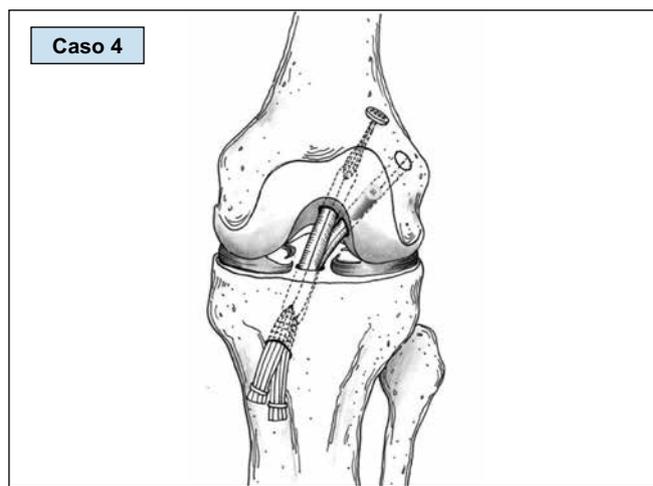


Figura 2. Bifascicular con un túnel tibial. Fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct*.



**Figura 3.** Bifascicular con dos túneles tibiales. Fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct*.



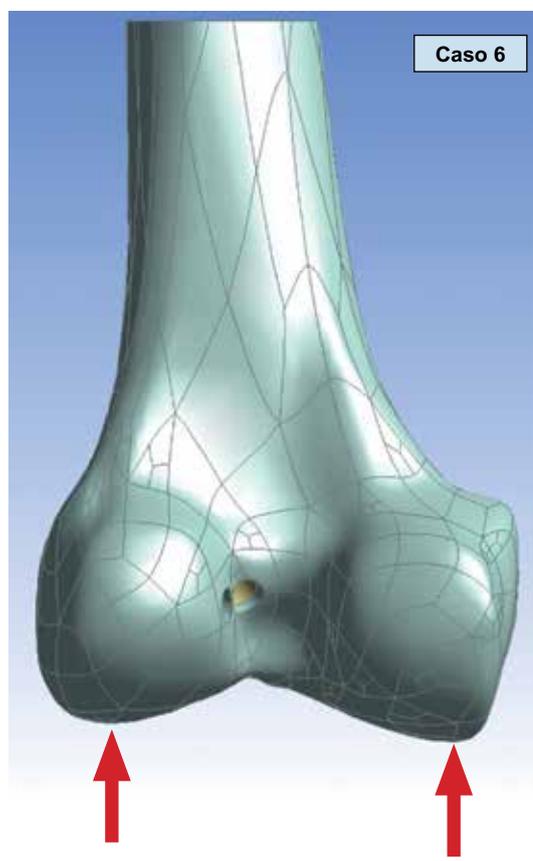
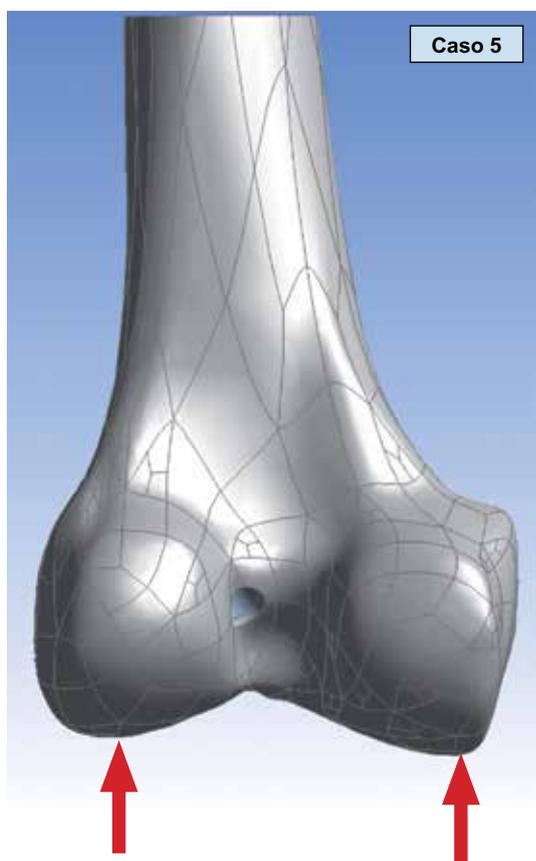
**Figura 4.** Bifascicular con un túnel tibial. Fijaciones tipo *Endobutton* y tornillo *Biosure HA*.

Por último, para completar el estudio se realizó 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 5, analizando si la presencia o no de un puente óseo reduce de forma significativa la capacidad resistente del fémur.

El equipo investigador del proyecto está compuesto por los siguientes integrantes:

- M. Armino Guerrero Rosales (Dtor. del proyecto) – Fundación ITMA

- Julio Jorge Rellán – Fundación ITMA
- Francisco Javier Vigil Castiello – Fundación ITMA
- Antonio L. Maestro Fernández
- Jesús Fernández Lombardía
- Ana Paz Aparicio
- Luis Rodríguez López
- Pedro García González
- Ana Rosa Meana Morís
- María Inmaculada Fernández Lombardía



**Figura 5.** Estudio comparativo de la resistencia del fémur tras la reparación del LCA mediante las técnicas monofascicular y bifascicular.

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. Fijaciones tipo <i>Endobutton</i> y <i>Endobutton direct</i>
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. Fijaciones tipo <i>Endobutton</i> y <i>Endobutton direct</i>
Estudio 3	Caso 2 vs. Caso 4	Análisis de la resistencia de la fijación. Bifascicular con un único túnel tibial (fijaciones tipo <i>Endobutton</i> y <i>Endobutton direct</i> ) vs. bifascicular con un túnel tibial (fijaciones tipo <i>Endobutton</i> y tornillo <i>Biosure HA</i> )
Estudio 4	Caso 5 vs. Caso 6	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)	75 % PLLA + 25 % HA (isótropo)	(Tendón (isótropo))
Módulo de Elasticidad (E) [GPa]	$E_a$	21.9	0.309	115	7.132	1.604
	$E_b$	14.6				
	$E_c$	11.6				
Módulo de Cortadura (G) [GPa]	$G_{ab}$	6.99	$G = 2(1 + \nu)E$			
	$G_{ac}$	6.29				
	$G_{bc}$	5.29				
Coeficiente de Poisson ( $\nu$ )	$\nu_{ab}$	0.205	0.29	0.27	0.325	0,27
	$\nu_{ac}$	0.109				
	$\nu_{bc}$	0.302				
Límite Elástico ( $\sigma_{vs}$ ) [MPa]	120 - 160		9	790	120	
Tensión de rotura ( $\sigma_u$ ) [MPa]						

## 2. OBJETO

El objeto de este informe es la presentación de los resultados, los esfuerzos a los que se ven sometidos el fémur, las fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* y el tornillo *Biosure HA*, obtenidos de los estudios realizados mediante el método de los elementos finitos, código ANSYS en su versión 12.1, de las cuatro técnicas quirúrgicas más empleadas actualmente para la reparación de lesiones del ligamento cruzado anterior:

1. Monofascicular con un túnel tibial. Fijación tipo *Endobutton*.
2. Bifascicular con un túnel tibial. Fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct*.
3. Bifascicular con dos túneles tibiales. Fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct*.

4. Bifascicular con un túnel tibial. Fijaciones tipo *Endobutton* y tornillo *Biosure HA*.

Así, se han llevado a cabo los siguientes estudios comparativos que aquí se comentan y que se resumen en la Tabla 1:

1. Estudio de la resistencia de la fijación de las técnicas monofascicular y bifascicular con un único túnel tibial, ver Figuras 1 y 2.
2. Estudio de la resistencia de la fijación de la técnica bifascicular con uno y dos túneles tibiales, ver Figuras 2 y 3.
3. Estudio de la resistencia de la fijación de la técnica bifascicular con un túnel tibial empleando fijaciones tipo *Endobutton* y *Biosure HA*, ver Figuras 2 y 4.
4. 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 5.

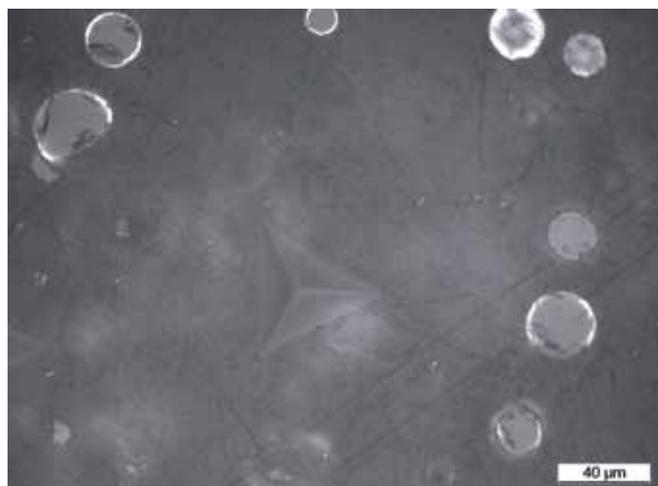
### 3. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Tras la revisión de la documentación técnica recogida en las Referencias 6 a 38, junto con los ensayos llevados a cabo en las instalaciones de Fundación ITMA sobre un tornillo de fijación, se decidió tomar como propiedades mecánicas del material óseo, de los huesos cortical y esponjoso, de las fijaciones, aleación Ti-6Al-4V, del tornillo de fijación y del fascículo semitendinoso las presentadas en la Tabla 2.

A continuación, se resumen en la Tabla 3 los resultados obtenidos del ensayo de microindentación llevado a cabo en la fase matriz del tornillo de fijación de ácido poliláctido (PLLA). En la Figura 6 se puede ver las inclusiones de hidroxiapatita (HA) en la matriz de PLLA son esféricas, por lo que su comportamiento global se puede suponer isotrópico.

**Tabla 3.** Resultados de los ensayos de la fase matriz del tornillo de fijación.

	$F_{max}$ [mN]	$h_{max}$ [ $\mu$ m]	E [MPa]
Ensayo 1	510.31	9.4651	4996
Ensayo 2	511.33	9.3515	5235
Ensayo 3	511.13	9.3124	5176



**Figura 6.** Huellas realizadas en la matriz carga de 50 mg, 500 aumentos.

Empleando la misma técnica, se intentó, sin éxito, el ensayo de los nódulos de HA debido a la extrema fragilidad de los mismos. Por tanto, las propiedades mecánicas de los nódulos de HA se obtuvieron de la bibliografía [Ref. 37].

Dado que el tornillo de fijación está hecho de un material en el que se distingue fácilmente una fase matriz y otra dispersa, el módulo de elasticidad se puede determi-

nar empleando la regla de la palanca. Sin embargo, el límite elástico y/o la tensión de rotura del material compuesto será el correspondiente a la fase matriz, ya que la extrema fragilidad de la fase dispersa poco o nada modificará el valor final.

Por último, 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 o tensión de rotura.

### 4. MODELOS GEOMÉTRICOS

Los modelos geométricos y de elementos finitos se construyeron empleando el programa ANSYS Workbench, a partir de la tercera generación del modelo de fémur estandarizado, realizado por Pacific Research Laboratories, Inc. [Ref. 3] mediante escáner de Tomografía Computerizada (CT-scaner) de un fémur izquierdo, ver Figuras 7 y 8.

Las fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* para los fascículos medial anterior (AM) y lateral posterior (PL) [Ref. 4] generados por Fundación ITMA en Autodesk Inventor [Ref. 5], Figuras 9 y 10.

Para obtener el modelo geométrico del tornillo Biosure HA se realizó una primera tentativa consistente en el escaneado del tornillo en su forma comercial. Para ello se empleó el sistema de medición y digitalización 3D mediante escaneo sin contacto por luz blanca de Fundación ITMA. El escáner sin contacto por luz blanca estructurada permite, mediante una serie de patrones de franjas, captar la información necesaria para obtener los datos con los que realizar el mallado en 3D de la pieza. El proceso de adquisición de la información tiene lugar iluminando la superficie del objeto mediante el proyector del escáner, el cual emite una serie de franjas de distinto tamaño, las cuales son suficientes para que las dos cámaras del escáner capten la deformación que estas franjas de luz sufren sobre la superficie de la pieza. Así, las imágenes captadas por las cámaras son procesadas por un software que las transforma en una nube de puntos tridimensional de la pieza.

Se realizaron un total de 39 escaneos desde diferentes posiciones para cubrir la geometría del tornillo, obteniéndose una geometría final con una resolución de 30  $\mu$ m. Sin embargo, el modelo geométrico obtenido, ver Figura 11, resultó ser inadecuado para un posterior tratamiento por el método de los elementos finitos, debido a la multitud de superficies generadas por el sistema de escaneado y la ausencia de superficies "suaves" apropiadas para un posterior análisis mediante el método de los elementos finitos. Por ello, se optó por la generación del modelo 3D a partir del perfil del tornillo obtenido con el mismo equipamiento. El perfil se muestra en la Figura 12. Éste se exportó a Autodesk Inventor [Ref. 5], donde fue refinado para suprimir posibles inexactitudes en el proceso de medida y conseguir así las dimensiones similares a la geometría del tornillo comercial. La geometría final obtenida se puede observar en las Figuras 13 y 14.



Figura 7. Fémur. Vistas en 3D del hueso cortical.



Figura 8. Fémur. Detalles en 3D del hueso cortical, esponjoso y canal intramedular



Figura 9. Fijación tipo *Endobutton* para fascículo AM.



Figura 10. Fijación tipo *Endobutton direct* para fascículo PL.

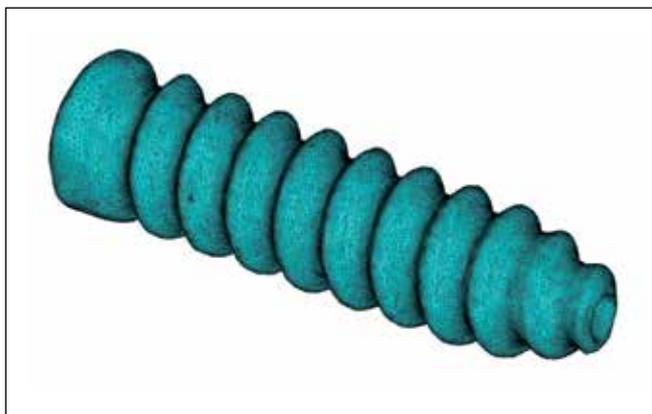


Figura 11. Modelo 3D del tornillo Biosure HA tras escaneado con smartSCAN<sup>3D-HE</sup>.

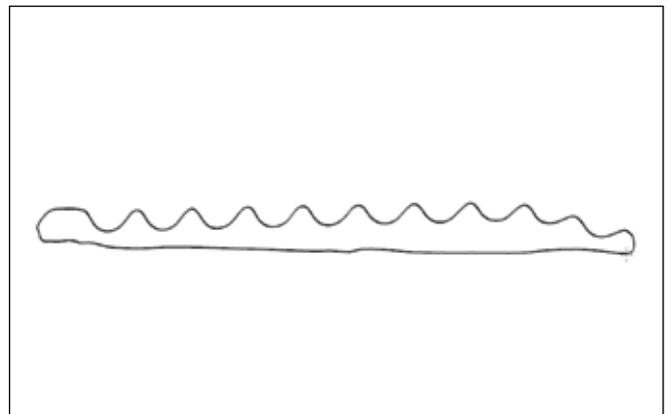


Figura 12. Perfil del tornillo Biosure HA tras escaneado con smartSCAN<sup>3D-HE</sup>.



Figura 13. Tornillo Biosure HA de 6 mm para PL. Vista 1.



Figura 14. Tornillo Biosure HA de 6 mm para PL. Vista 2.

#### 4.1. Técnica monofascicular

La Figura 15 muestra la posición del túnel realizado en el caso de utilizar la técnica monofascicular así como de la fijación tipo Endobutton utilizada. Las características geométricas del túnel son las siguientes: un primer tramo de longitud 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.

En la Figura 16 se pueden ver los dos tramos practicados en el túnel AM con distintos diámetros.

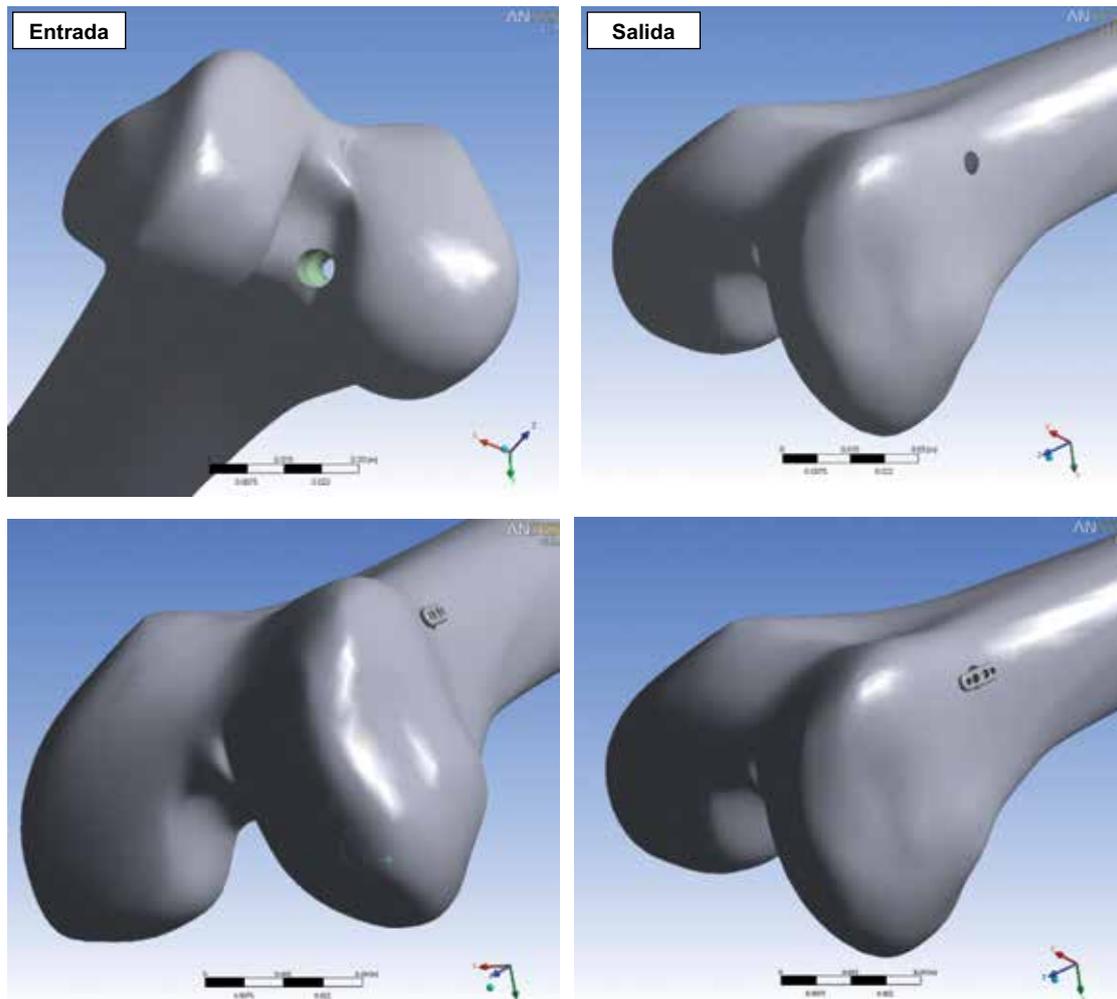


Figura 15. Modelo geométrico empleado para el estudio de la técnica monofascicular.

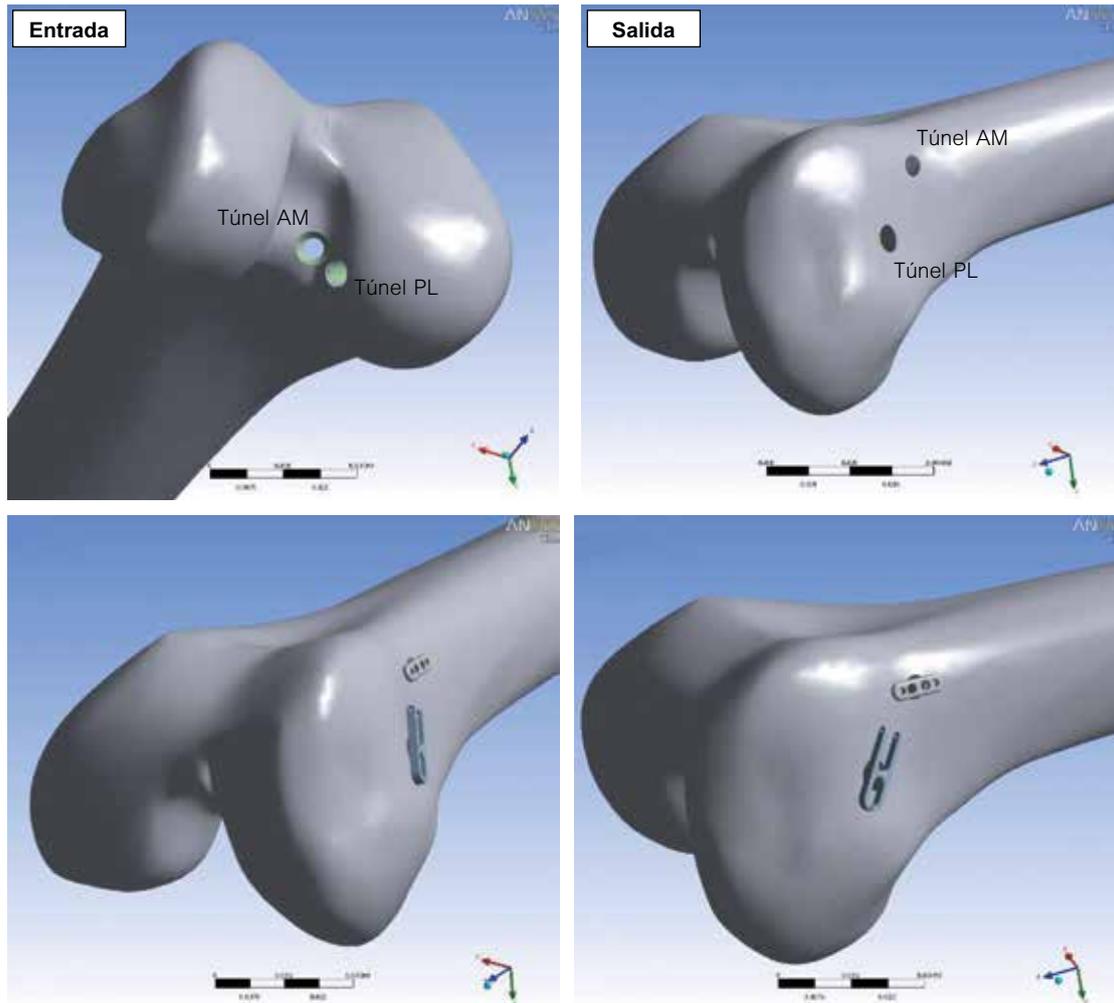


Figura 17. Modelo geométrico empleado para el estudio de la técnica bifascicular.

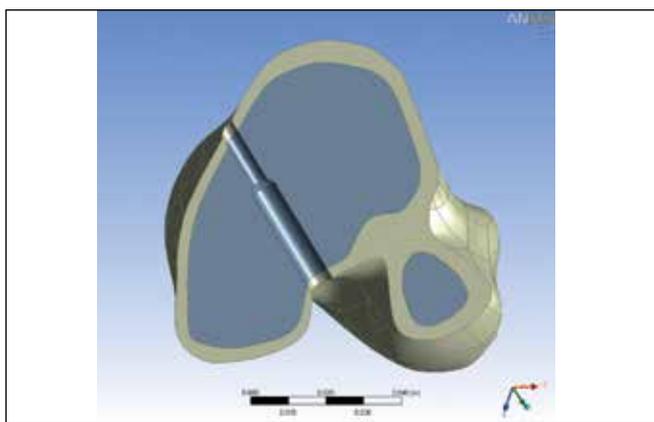


Figura 16. Túnel AM. Sección.

#### 4.2. 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

17 se presentan diferentes vistas de la geometría del fémur con los túneles comentados así como la posición relativa de ambas fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct*.

Las características geométricas de los túneles son:

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

Aprovechando estos mismos túneles se analizó el caso esquematizado en la Figura 4, el correspondiente al planteado en la continuación del proyecto, en el que la técnica quirúrgica utilizada consiste en una técnica bifascicular con semitendinoso y recto interno autólogo.

Esta técnica quirúrgica se resuelve mediante un único túnel tibial, habitualmente de 8 mm de diámetro, y dos túneles femorales. Uno de ellos, de 5 mm, para el fascículo PL, y otro de 7-8 mm para el AM. La fijación se realiza a nivel femoral con *Endobutton* para el fascículo AM, mien-

tras que para el haz PL se coloca el tornillo *Biosure HA* de 6 mm de diámetro de reciente aparición en el mercado. A nivel tibial se utiliza un tornillo interferencial de un diámetro 2 mm mayor que el túnel realizado.

Atendiendo nuevamente a las indicaciones de los Drs. Maestro y Fernández Lombardía, se procedió a la colocación del tornillo *Biosure HA* en el tramo final del túnel PL, ver Figura 18.

Para simular el desplazamiento efectuado en el tornillo por efecto de la presencia del fascículo del LCA en el túnel, con el consiguiente incrustación del tornillo en la pared ósea del túnel PL, el tornillo ha sido girado un ángulo de  $2.5^\circ$  respecto al eje del túnel PL. En la Figura 19 puede observarse, en un corte del fémur, la posición final del tornillo en el túnel con la inclinación mencionada, mientras que en la Figura 20 se aprecia el aplastamiento/apriamiento del fascículo entre el tornillo y el hueso.

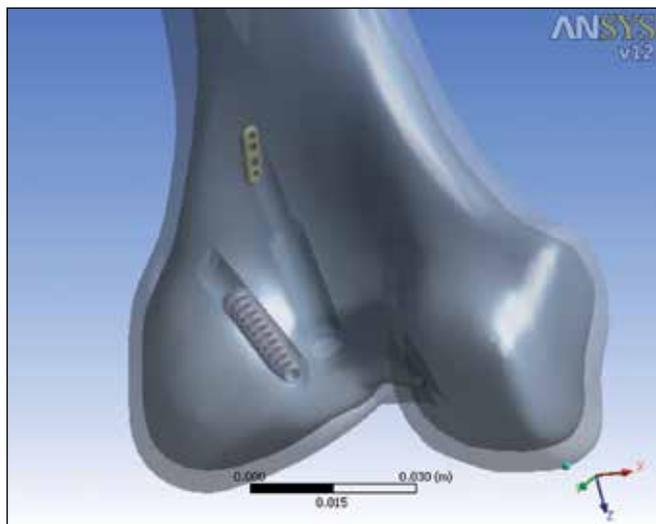


Figura 18. Posición del tornillo en el túnel PL.

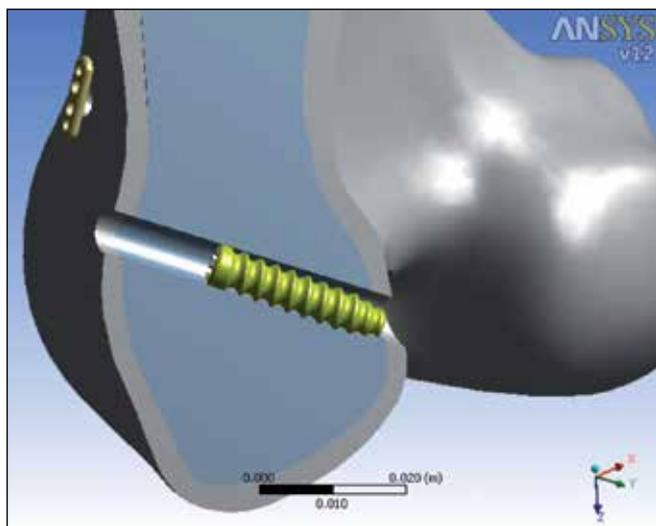


Figura 19. Posición del tornillo en el túnel PL. Sección.

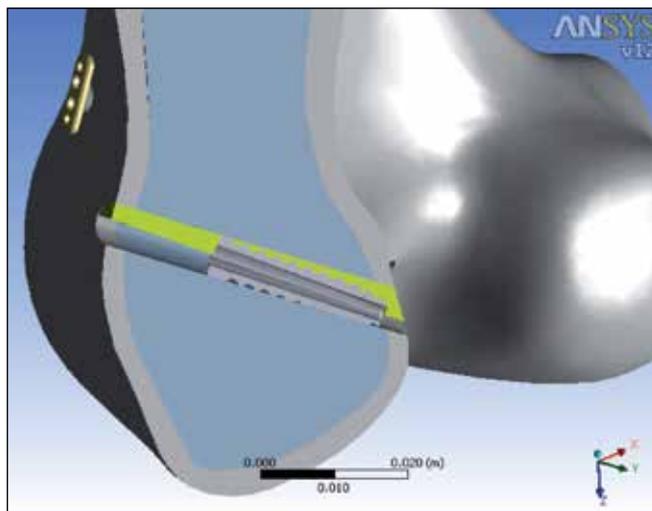


Figura 20. Posición del tornillo en el túnel PL con fascículo PL aplastado.

## 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 21.

El contacto entre las fijaciones tipo *Endobutton* y *Endobutton direct* con el hueso cortical, así como el contacto existente entre el tornillo *Biosure HA* con el hueso esponjoso y el tendón, se resolvieron mediante la utilización de elementos de contacto *CONTA174* y *TARGE170*, ver Figuras 22 y 23.

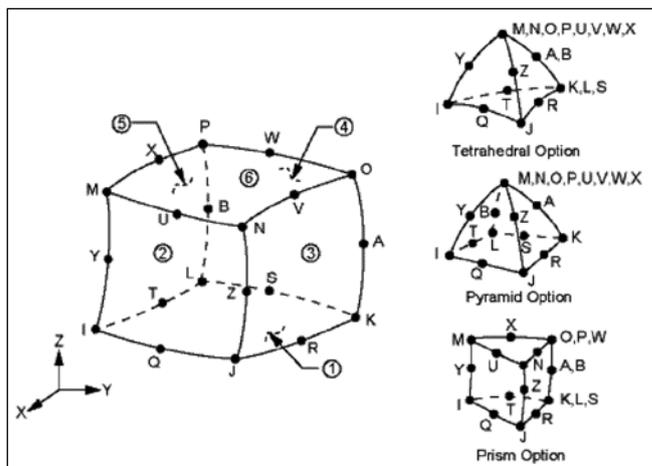


Figura 21. Elemento SOLID186.

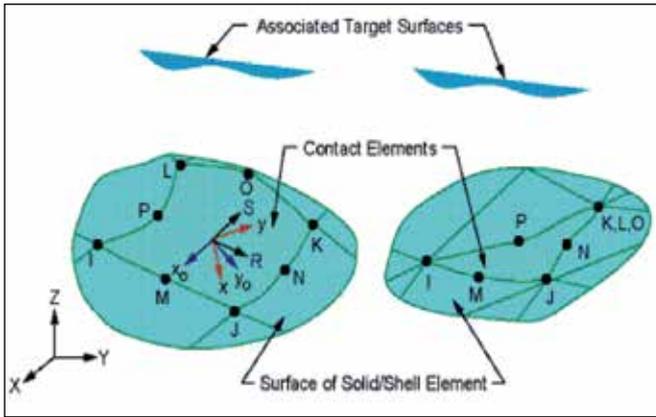


Figura 22. Elemento CONTA174.

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 4.

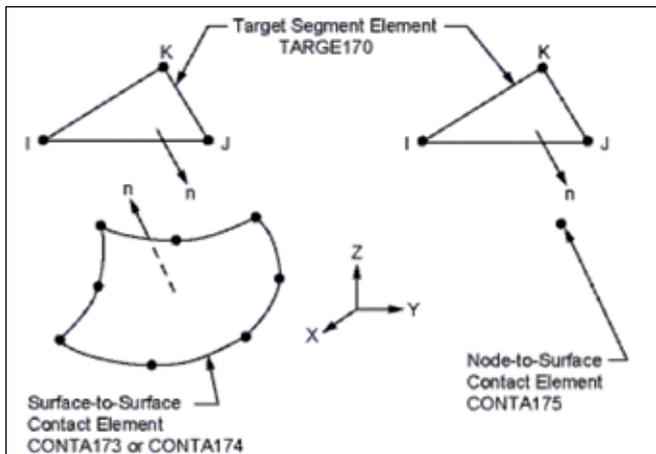


Figura 23. Elemento TARGE170.

Tabla 4. Características de los modelos de elementos finitos.

		Nodos	Elementos
Monofascicular		197092	136407
Bifascicular	<i>Endobutton</i>	236109	162638
	<i>Biosure HA</i>	228317	157433

A continuación se muestran diferentes vistas de los modelos de elementos finitos generados. En las Figuras 24 a 26 se puede ver el modelo correspondiente a la técnica monofascicular, mientras que las Figuras 27 a 29 representan el modelo de elementos finitos desarrollado para el análisis de la técnica bifascicular. Cabe destacar el 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.

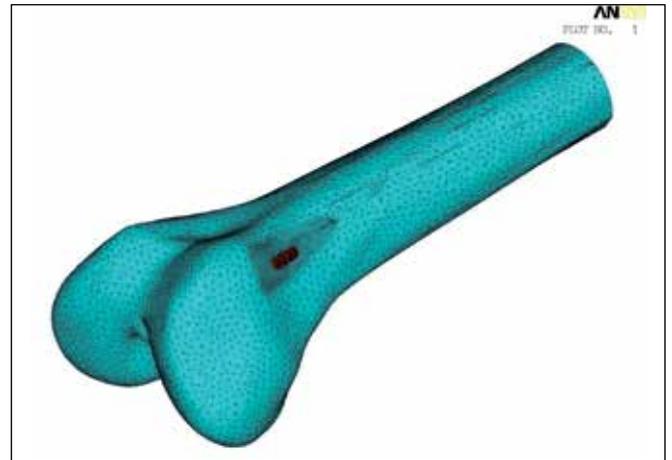


Figura 24. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Vista 1.

Por último, las Figuras 30 a 33 muestran el modelo de elementos finitos generado para el análisis de la técnica bifascicular empleando un sistema de fijación tipo *Endobutton* para el fascículo AM y otro con tornillo *Biosure HA* para el fascículo PL. En la Figura 33 se representa una sección del modelo de elementos finitos en la que se distinguen todos los componentes utilizados en dicha técnica quirúrgica.

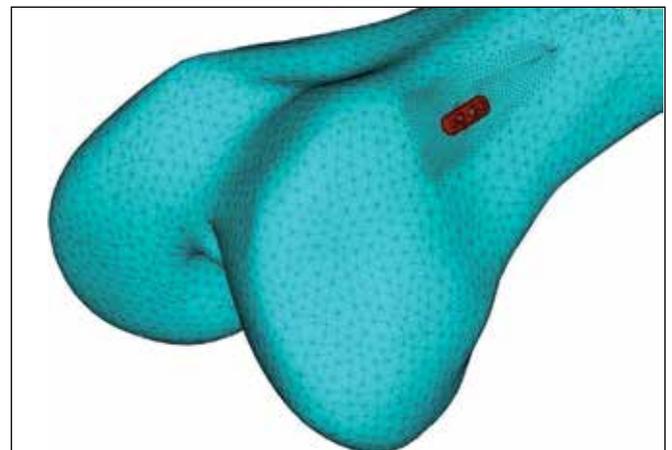


Figura 25. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Vista 2..

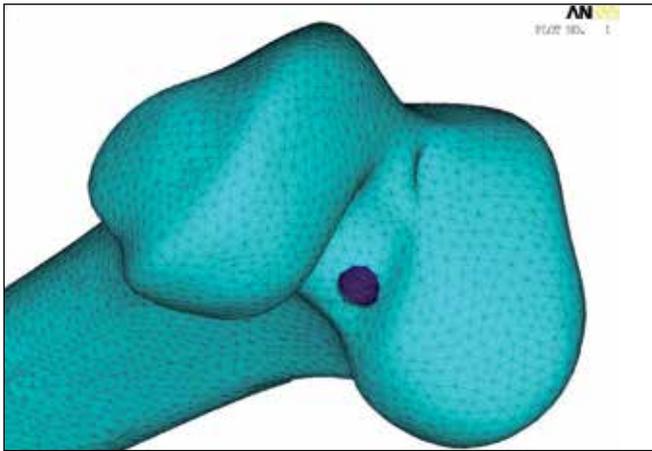


Figura 26. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Vista 3..

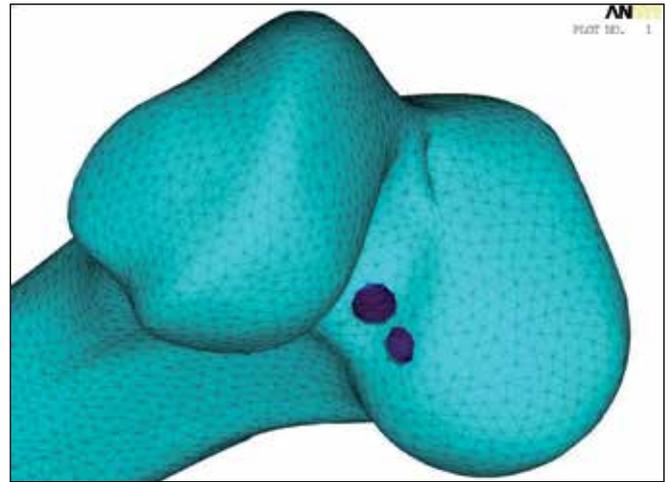


Figura 29. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Endobutton. Vista 3.

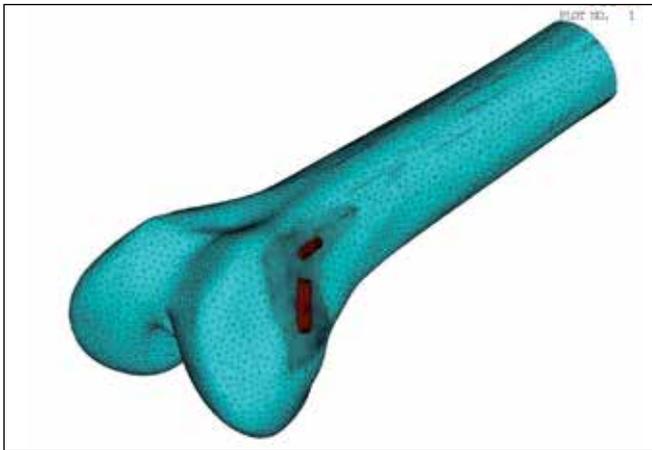


Figura 27. Modelo de elementos finitos. Técnica monofascicular. Endobutton. Vista 1.

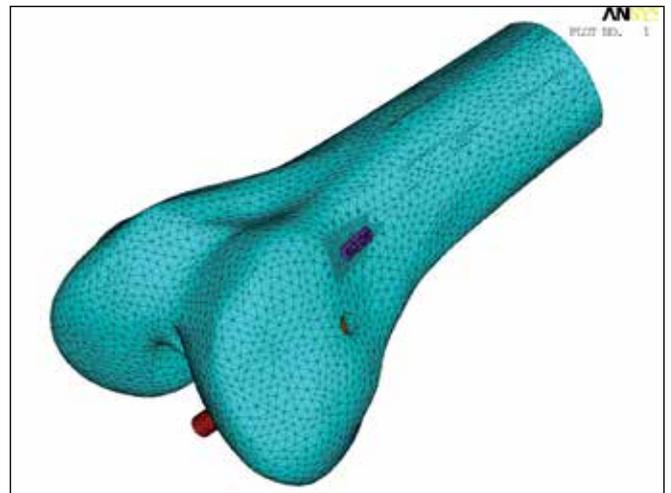


Figura 30. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Biosure HA. Vista 1.

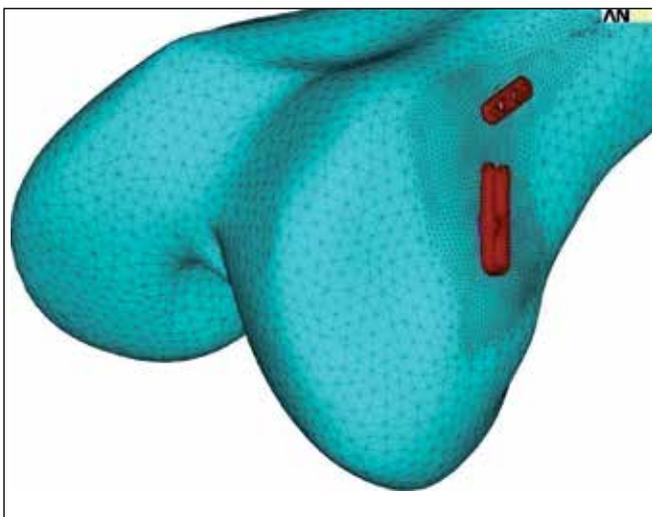


Figura 28. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Endobutton.

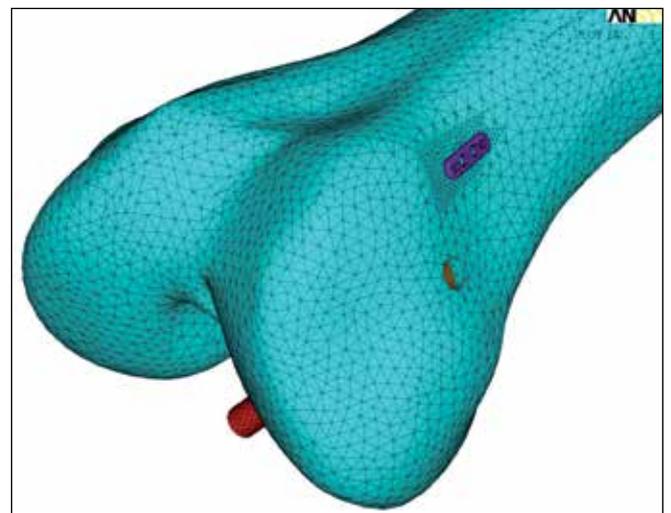


Figura 31. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Biosure HA. Vista 2.

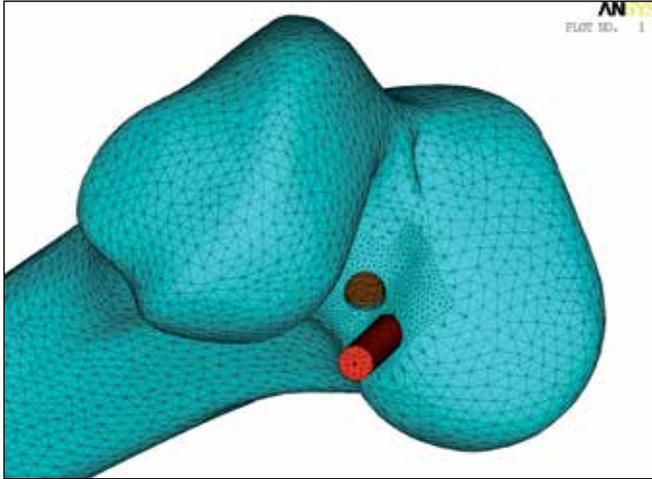


Figura 32. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Biosure HA. Vista 3.

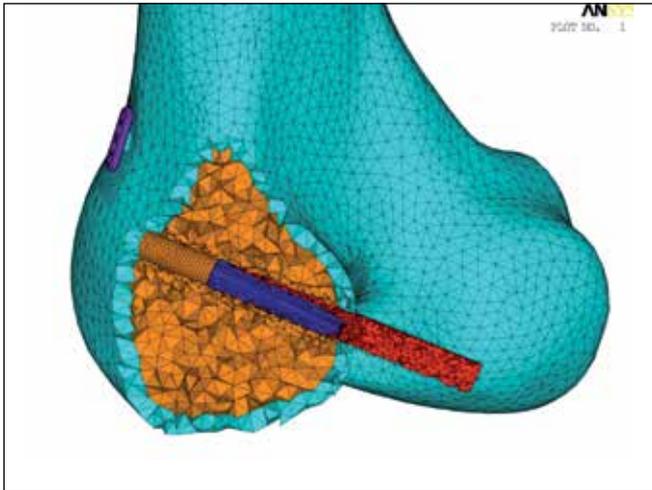


Figura 33. Modelo de elementos finitos. Técnica bifascicular. Biosure HA. Vista 4.

## 6. CASOS DE CARGA

Para el análisis de la resistencia de la fijación, Estudios 1, 2 y 3, ver Tabla 1, las cargas empleadas en los casos de carga analizados, Casos 1, 2, 3 y 4, 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. 39 a 41] y que la carga máxima sobre el LCA en actividades diarias es del orden del 20 % de su resistencia [Refs. 42 y 43], 2500 N [Ref. 43],  $2195 \pm 427$  N [Ref. 44] ó  $1994 \pm 206$  N [Ref. 45], 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 4, 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. 46], dando lugar a los dos casos de carga comentados en el Apartado 2, Casos 5 y 6.

Así, en los siguientes apartados se describen en detalle las cargas aplicadas en cada uno de los seis casos de carga 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 34.

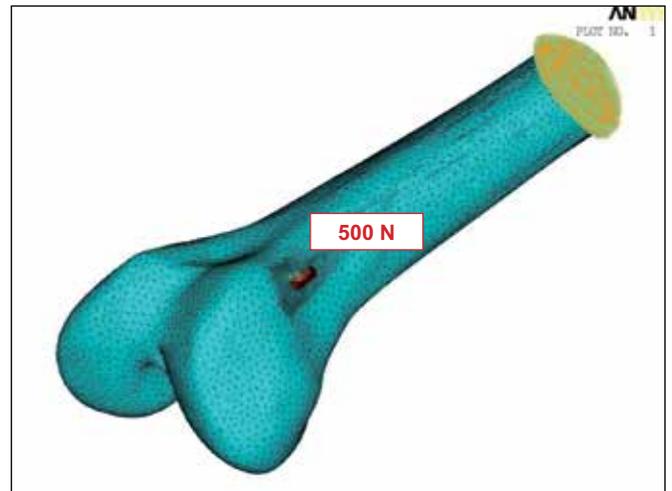
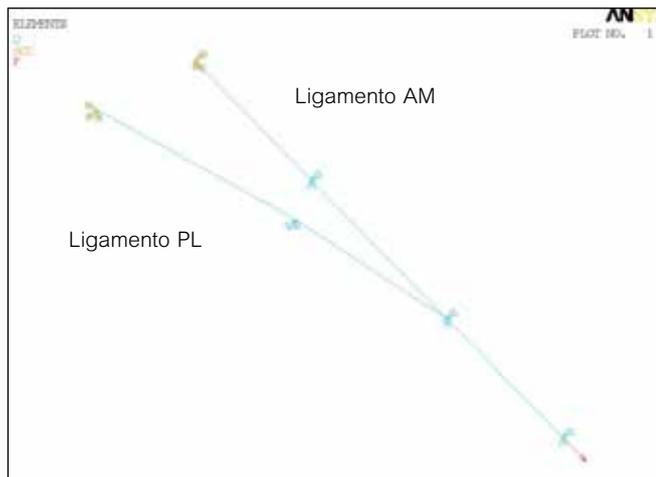


Figura 34. Técnica monofascicular con un único túnel tibial. Cargas y condiciones de contorno.

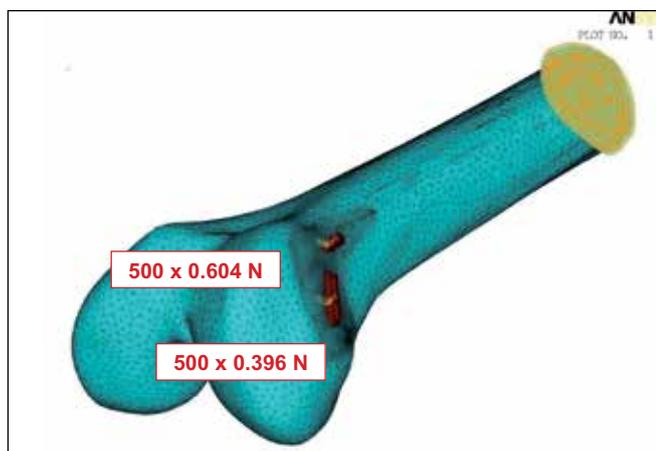
### 6.2. Casos 2 y 4. Bifascicular con un túnel tibial

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 35. Así, del estudio de este modelo se concluye que el 60.4 % de la fuerza total aplicada la soporta la fijación tipo Endobutton para el fascículo AM, mientras que el 39.6 % restante le corresponde a la fijación tipo Endobutton direct (Caso 2) o tornillo Biosure HA (Caso 4) para el fascículo PL.



**Figura 35.** 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. A modo de ejemplo, la Figura 36 muestra las cargas, con sus correspondientes factores de ponderación, y las condiciones de contorno consideradas en el caso 2, estudio de la técnica bifascicular con fijación tipo *Endobutton* para fascículo AM y fijación tipo *Endobutton direct* para fascículo PL.



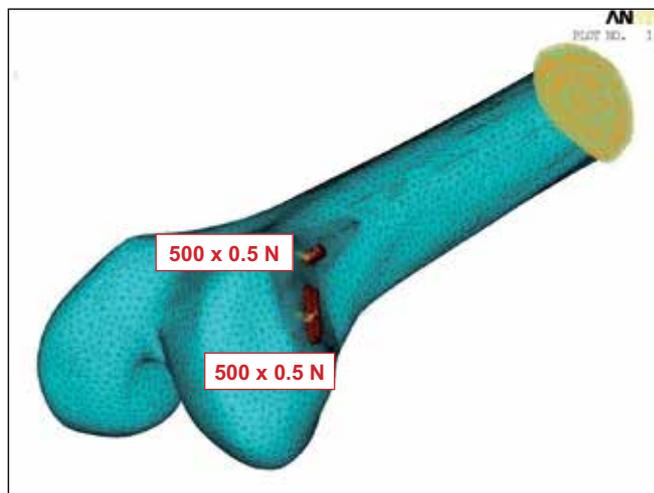
**Figura 36.** Técnica bifascicular con un único túnel tibial. Cargas y condiciones de contorno.

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

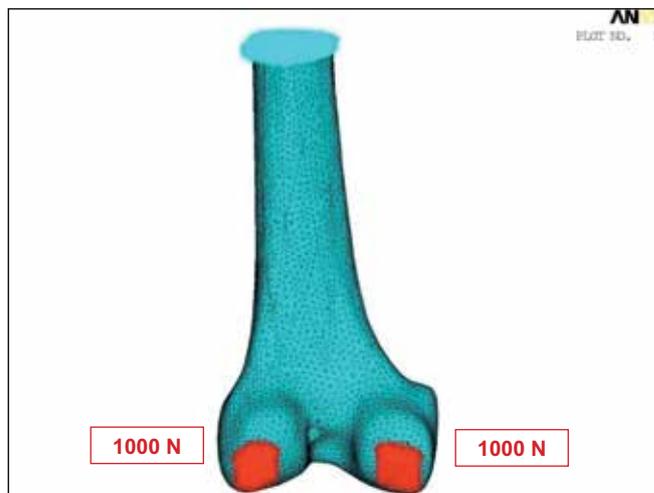
En la técnica bifascicular con dos túneles tibiales en el supuesto de mayor sollicitación, ambos túneles femorales estarán alineados con los túneles tibiales de forma que la carga de 500 N se repartirá de igual forma entre la fijación tipo *Endobutton direct* del fascículo PL y la fijación tipo *Endobutton* del fascículo AM. Las condiciones de contorno y cargas aplicadas en este caso de carga se pueden ver en la Figura 37.

### 6.4. Casos 5 y 6. 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 cóndilos femorales. La Figura 38 muestra, a modo de ejemplo, las cargas y condiciones de contorno aplicadas sobre el modelo con un único túnel tibial, Caso 5.



**Figura 37.** Técnica bifascicular con dos túneles tibiales. Cargas y condiciones de contorno.



**Figura 38.** Cargas y condiciones de contorno para analizar el riesgo de fractura del fémur.

## 7. RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados obtenidos para los cuatro estudios comparativos definidos en el Apartado 2 y para los que son necesarios los seis 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 39 a 41 muestran los resultados obtenidos cuando se utiliza la técnica de reconstrucción monofascicular con un único túnel tibial. La Figura 39 presenta una vista general de la distribución de tensiones en el tramo de fémur empleado en el análisis. En la Figura 40 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 2).

En la Figura 41 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 41. 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 42, y por tanto un reparto de esfuerzos más favorable para la fijación.

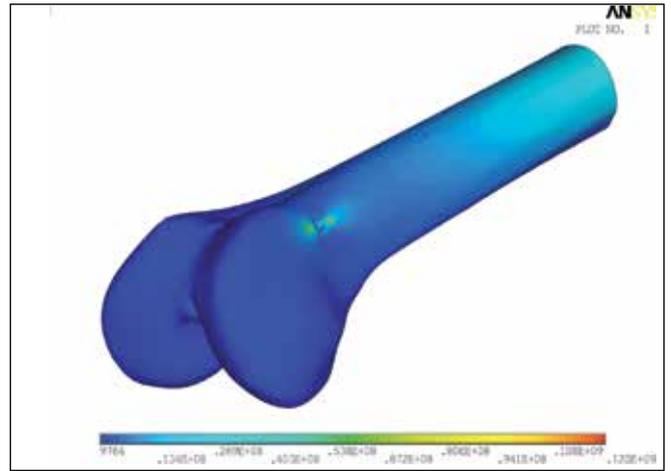


Figura 39. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 1.

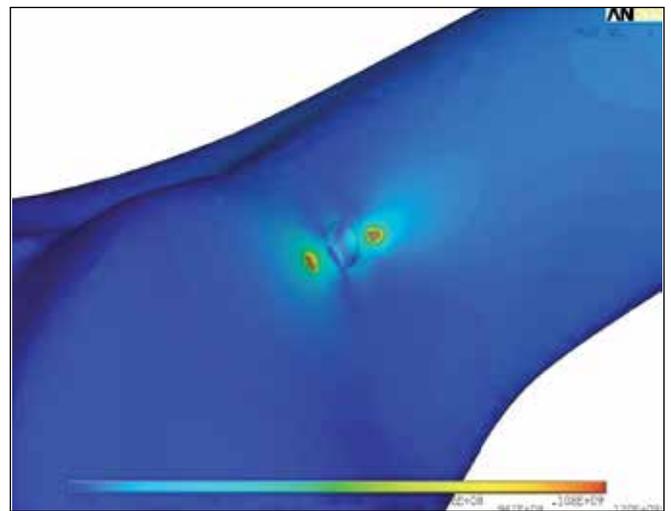


Figura 40. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 2.

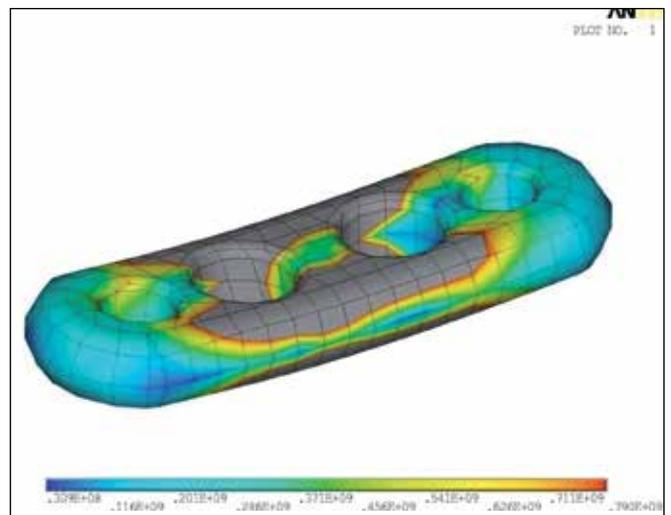


Figura 41. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Ti-6Al-4V}}$

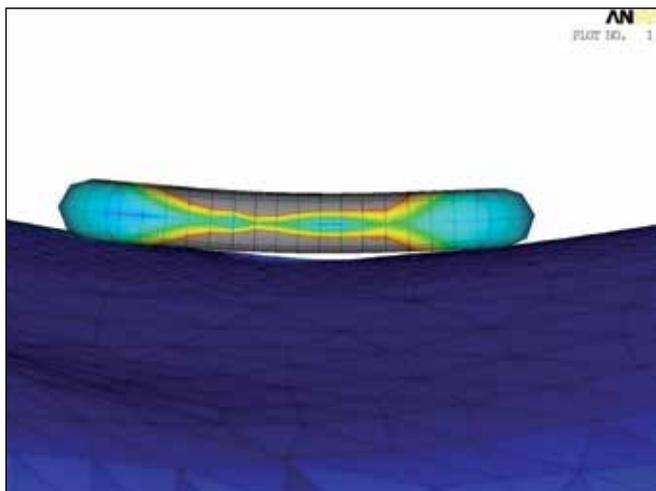


Figura 42. Zonas de contacto de la fijación con el hueso cortical. Monofascicular. 1 túnel tibial.

### 7.1.2. Caso de carga 2

En las Figuras 43 a 48 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 AM y PL respectivamente, utilizando como tensión de comparación el límite elástico de cada material.

La distribución de tensiones en el hueso cortical se puede ver en las Figuras 43 y 44. En ellas se ha tomado como tensión de comparación el valor mínimo del límite elástico del hueso cortical, 120 MPa (ver Tabla 2), comprobándose que en ninguna zona se alcanza dicho valor ya que la tensión máxima es únicamente de 107 MPa.

En las Figuras 45 y 47 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 45 y 46, 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 47, únicamente 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, 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 48, lo que provoca que se concentren los esfuer-

zos en la zona directamente apoyada dando lugar a esa pequeña zona en color gris (región con tensiones superiores al límite elástico), ver Figura 47.

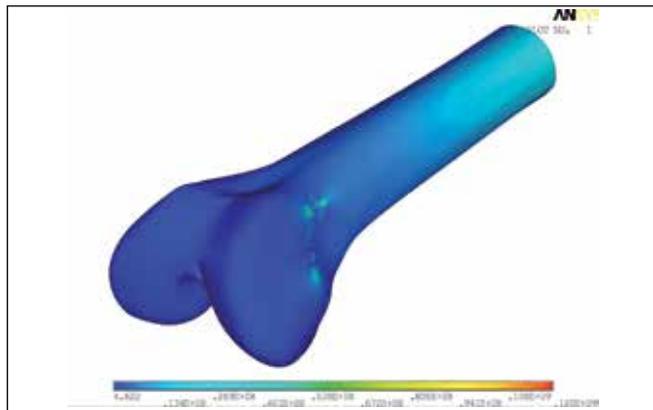


Figura 43. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 1.

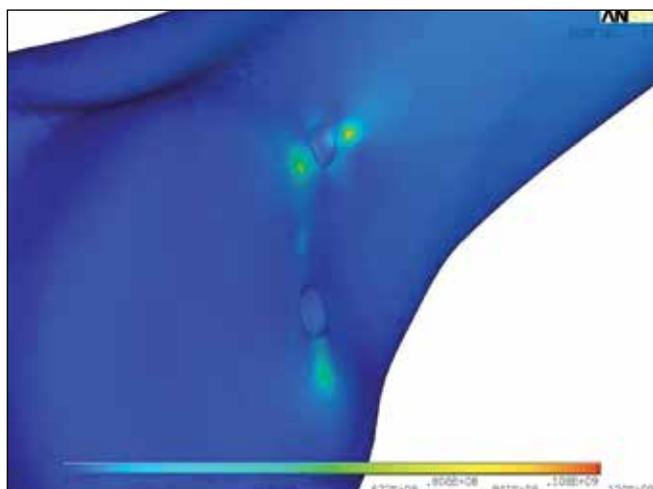


Figura 44. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Cortical}}$  Vista 2.

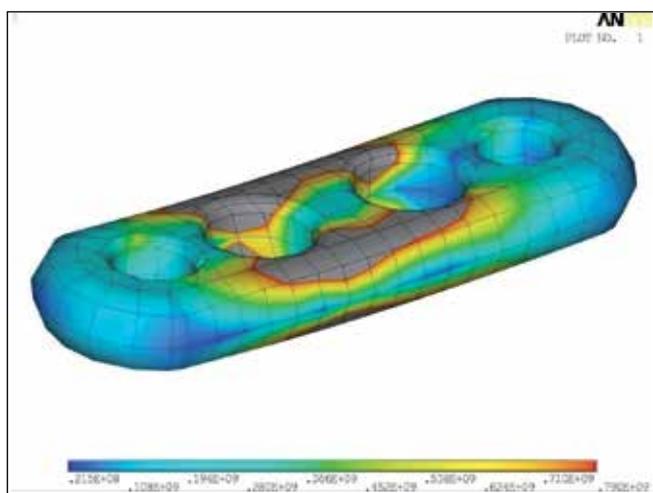


Figura 45. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys \text{ Ti-6Al-4V}}$  Fijación AM.

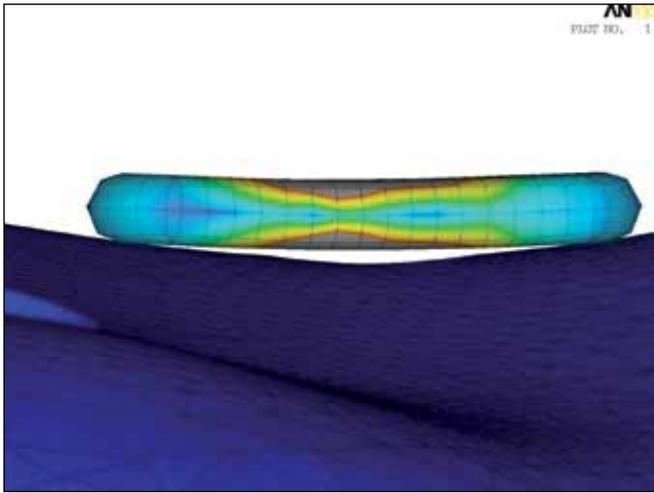


Figura 46. Zonas de contacto de la fijación AM con el hueso cortical. Bifascicular. 1 túnel tibial.

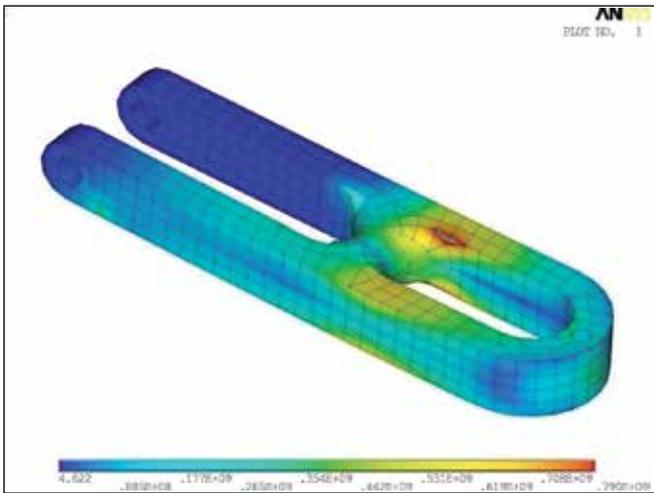


Figura 47. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys} \text{ Ti-6Al-4V}$  Fijación PL.

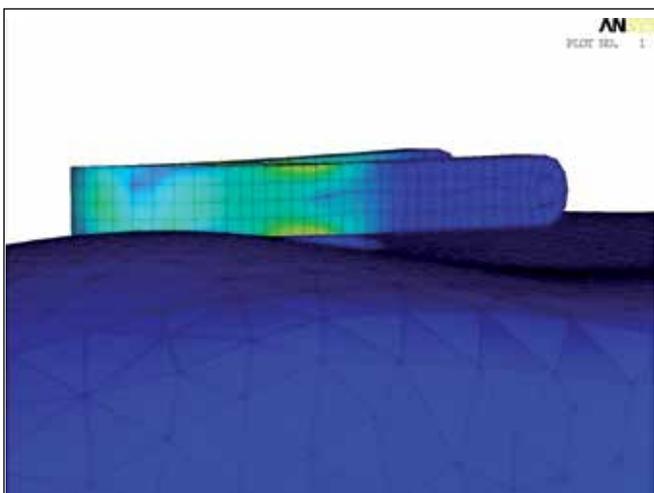


Figura 48. Zonas de contacto de la fijación PL con el hueso cortical. Bifascicular. 1 túnel tibial.

### 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 esfuerzos 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 43 a 48.

### 7.2.2. Caso de carga 3

Las Figuras 49 a 54 muestran los resultados correspondientes a la técnica bifascicular con dos túneles tibiales, las distribuciones de tensiones de von Mises de cada uno 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 49 y 50. 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 51. 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, ver Figura 52.

La distribución de tensiones para la fijación tipo *Endobutton direct* para el fascículo PL se puede ver Figura 53, 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 54, por lo que el reparto de esfuerzos sería más favorable.

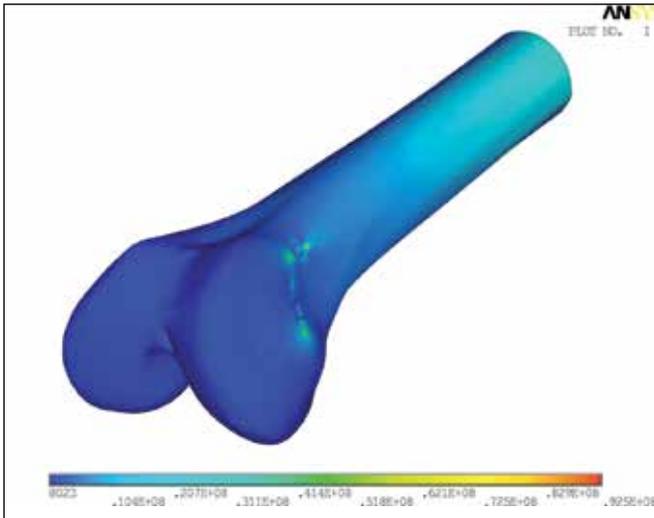


Figura 49. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales. Vista 1.

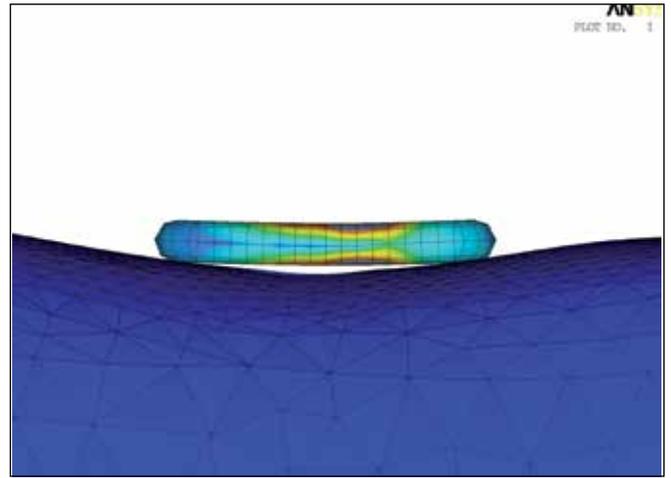


Figura 52. Zonas de contacto de la fijación AM con el hueso cortical. Bifascicular. 2 túneles tibiales.

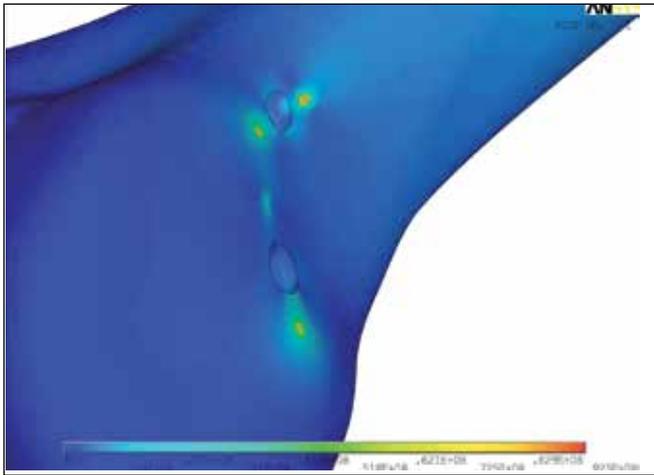


Figura 50. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales. Vista 2.

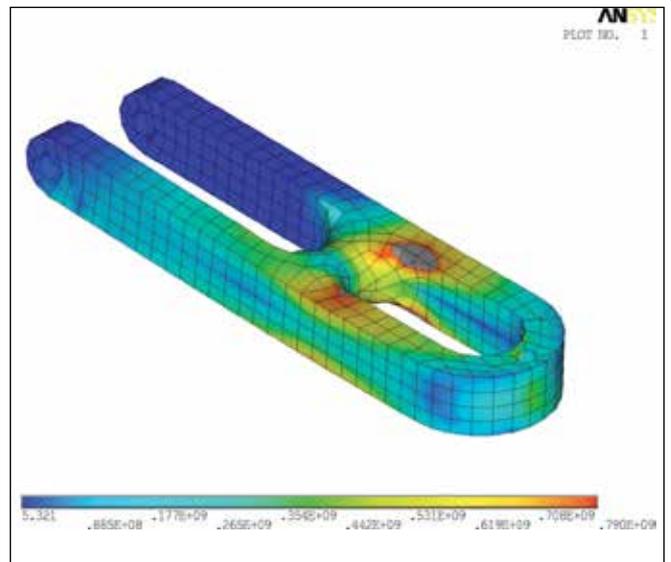


Figura 53. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys Ti-6Al-4V}$ . Fijación PL.

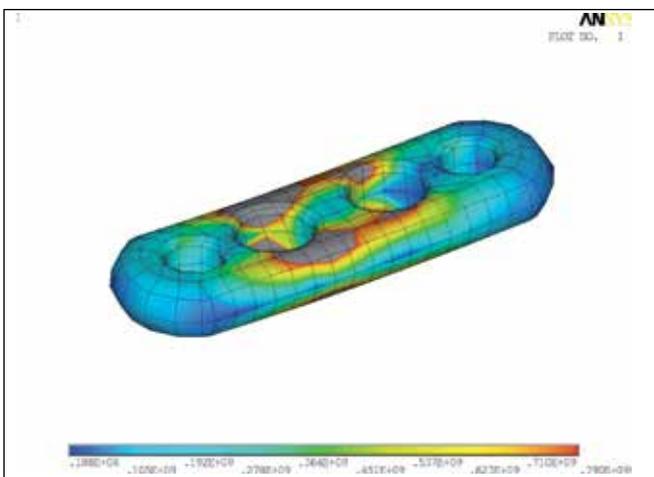


Figura 51. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 2 túneles tibiales.  $\sigma_{co} = \sigma_{ys Ti-6Al-4V}$ . Fijación AM.

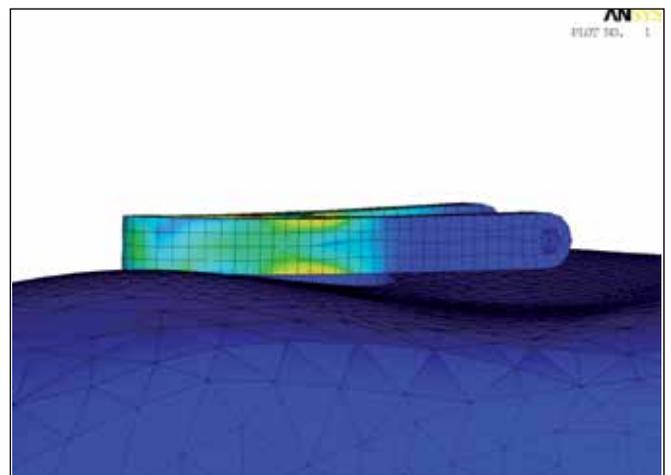


Figura 54. Zonas de contacto de la fijación PL con el hueso cortical. Bifascicular. 2 túneles tibiales.

### 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. Asimismo, si se comparan las Figuras 45 y 51 se comprueba cómo al reducir la carga aplicada sobre la fijación AM, las zonas en color gris, es decir, aquéllas 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 47 y 53.

### 7.3. Estudio 3

En este tercer estudio comparativo se analiza la resistencia de la fijación para la técnica bifascicular con un único túnel tibial en función de que la fijación del fascículo PL se realice mediante una fijación tipo Endobutton direct o por medio de un tornillo tipo Biosure HA.

#### 7.3.1. Caso de carga 3

Los resultados obtenidos para este caso de carga se comentaron en el Apartado 7.2.2 y se presentaron en las Figuras 49 a 54.

#### 7.3.2. Caso de carga 4

En el cálculo de la técnica bifascicular con un único túnel tibial empleando el tornillo *Biosure HA* de 6 mm de diámetro para la fijación del fascículo PL, el apriete que ejerce el fascículo semitendinoso como consecuencia de la reducción de volumen a la que se ve sometido al introducir el tornillo de fijación *Biosure HA*, se supuso de un 2.5 % ya que éste es el valor con el cual los esfuerzos de compresión que se transmiten al hueso esponjoso están próximos al valor del límite elástico de dicho material, ver Figura 55.

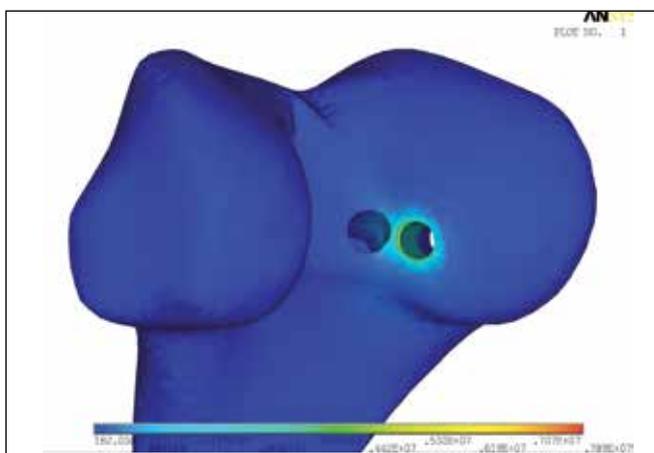


Figura 55. Hueso esponjoso. Apriete fascículo semitendinoso. Distribución de tensiones de von Mises. (Pa).

Una vez conseguido el apriete del fascículo semitendinoso contra el tornillo *Biosure HA* y el hueso esponjoso, se solicitaron los fascículos AM y PL según la distribución expuesta en el Apartado 6.2. Así, las Figuras 56 a 61 muestran las distribuciones de von Mises correspondientes a cada uno de los componentes analizados: hueso cortical, hueso esponjoso, fijación *Endobutton* del fascículo AM y tornillo de fijación del fascículo PL *Biosure HA*.

La distribución de tensiones en el hueso cortical se puede ver en las Figuras 56 y 57. En ellas se ha tomado como tensión de comparación el valor mínimo del límite elástico del hueso cortical, 120 MPa (ver Tabla 2), comprobándose cómo las tensiones máximas se obtienen en la zona de contacto de la fijación del fascículo AM que, tal y como ya se comentó anteriormente, en realidad no será ésta ya que tendrá lugar un “asiento” de dicha fijación que conllevará un incremento en la zona de reparto de esfuerzos sobre el hueso cortical a la vez que una reducción del vano de la fijación, por lo que las tensiones tanto en el hueso cortical como en la fijación tipo *Endobutton* del fascículo AM serán menores. La distribución de tensiones de von Mises de la fijación tipo *Endobutton* del fascículo AM se puede ver en la Figura 61.

La distribución de tensiones en el hueso esponjoso se muestra en las Figuras 58 a 60. En la Figura 58 se puede ver la zona del puente óseo generado entre los túneles AM y PL, mientras que la Figura 59 representa los esfuerzos que se transmiten al hueso esponjoso a través del hueso cortical como consecuencia del apoyo de la fijación *Endobutton* del fascículo AM. En ambos casos, el nivel de tensiones alcanzado es menor que el límite elástico del material. La Figura 60 es una vista seccionada del hueso esponjoso por el túnel PL, de forma que se pueda ver la distribución de tensiones obtenida para el hueso esponjoso como consecuencia de los esfuerzos que le transmite el tornillo de fijación *Biosure HA*. A pesar de que se supera el valor del límite elástico del hueso esponjoso, las zonas en las que ocurre se corresponden con el final del contacto de los filetes del tornillo con el hueso y que, debido a que el modelo geométrico es perfecto, el final de dicho contacto es en un vértice, el cual actúa como concentrador de tensiones. Al igual que antes, en la realidad dicho contacto no será así, por lo que no existirá dicho concentrador de tensiones y las tensiones alcanzadas serán menores del límite elástico.

Por último, en la Figura 62 se muestra la distribución de tensiones obtenidas para la fijación del fascículo PL, tornillo *Biosure HA*. Se obtiene la tensión máxima alcanzada en el extremo final del tornillo es de 136 MPa, superior al límite elástico publicado en la bibliografía para el ácido poli-L-láctido con un 25 % de hidroxapatita (120 MPa, ver Tabla 2); sin embargo, dado que el valor del límite elástico sólo es superado superficialmente, es decir, no se supera en una sección completa del tornillo, se puede asegurar un comportamiento mecánico óptimo de la fijación.

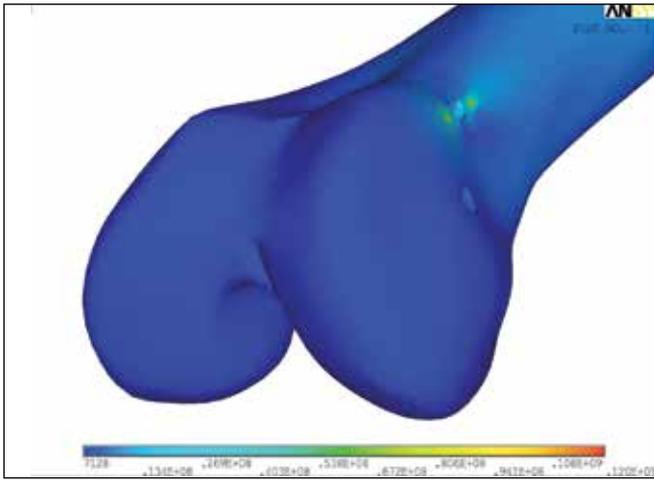


Figura 56. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ cortical}}$  Vista 1.

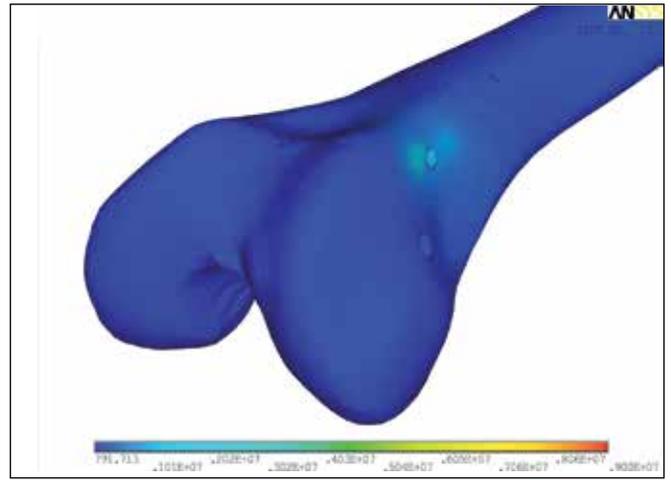


Figura 59. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ Esponjoso}}$  Vista 2.

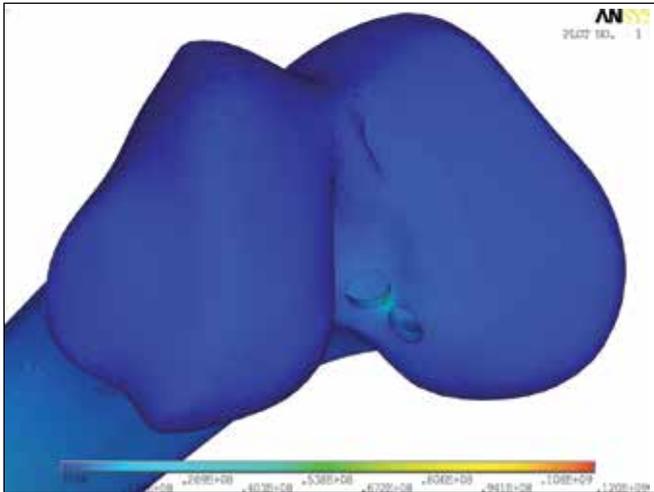


Figura 57. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ cortical}}$  Vista 2.

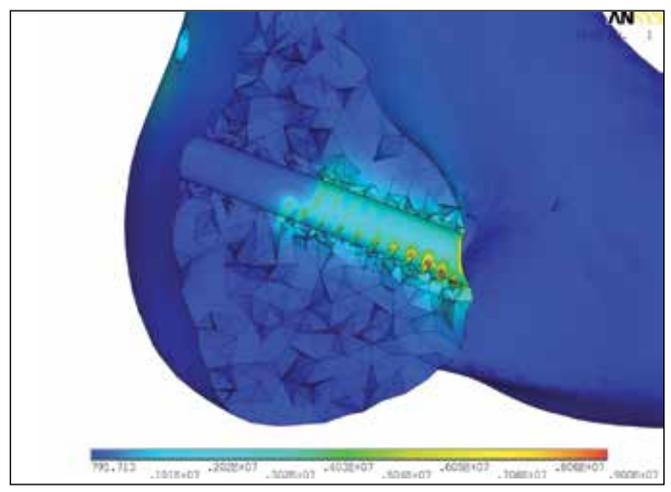


Figura 60. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ Esponjoso}}$  Vista 3.

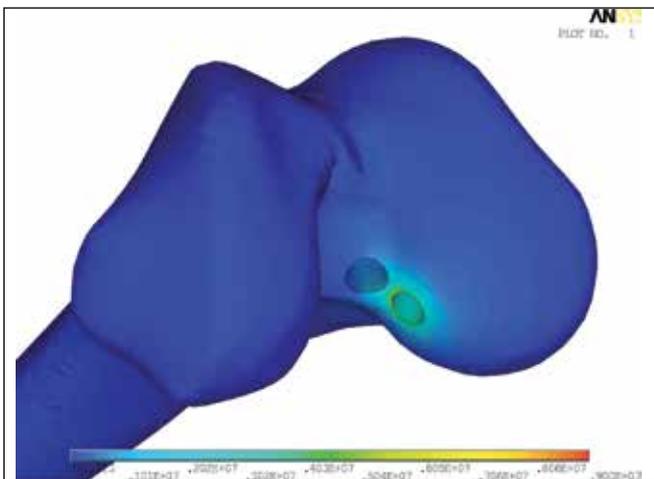


Figura 58. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ Esponjoso}}$  Vista 1.

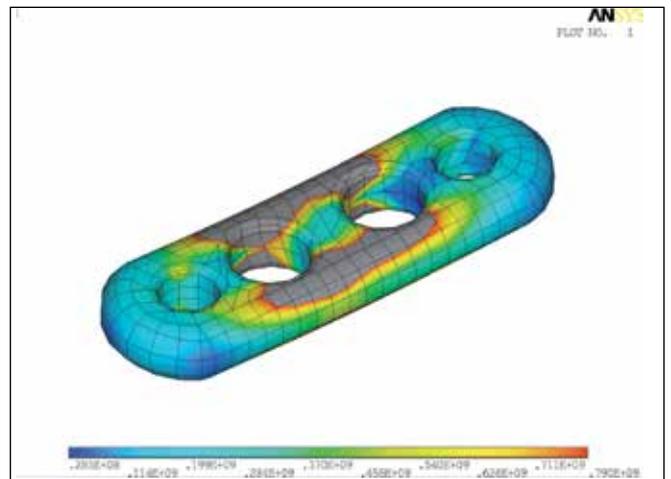


Figura 61. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. 1 túnel tibial.  $\sigma_{\infty} = \sigma_{ys \text{ Ti-6Al-4V}}$  Fijación AM.



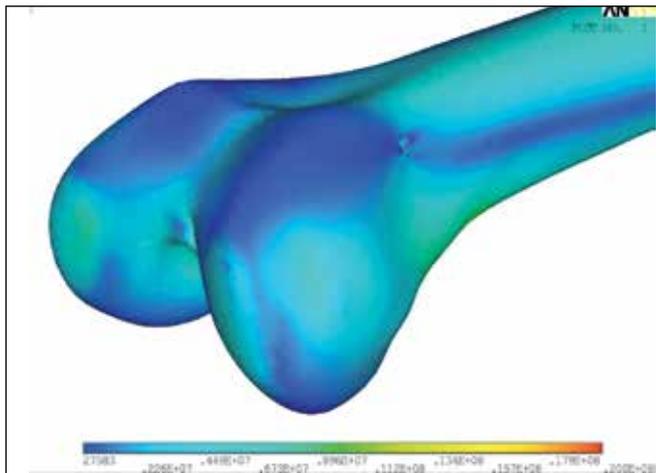


Figura 64. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. Hueso cortical. Vista 2.

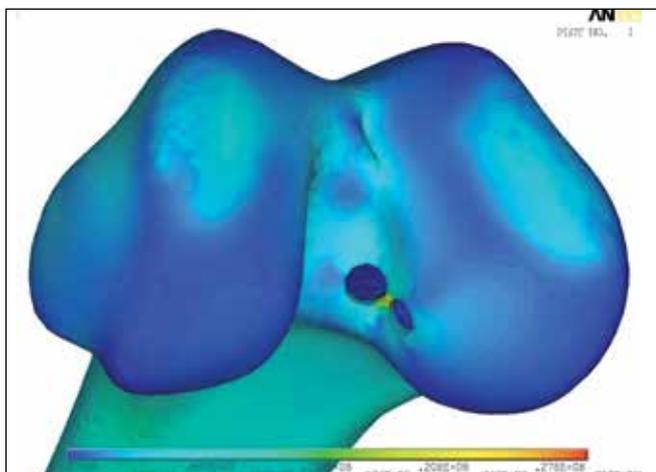


Figura 65. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. Hueso cortical. Vista 1.

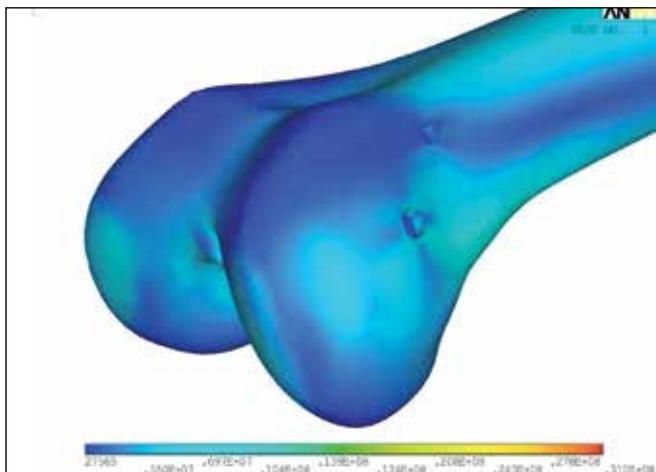


Figura 66. Tensiones de von Mises (Pa). Bifascicular. Hueso cortical. Vista 2.

## 8. CONCLUSIONES

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

- La técnica bifascicular tanto con uno como con dos túneles tibiales resulta adecuada para resistir una rehabilitación intensiva. Asimismo, 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.
- El empleo de una fijación tipo *Endobutton direct* o tornillo de fijación *Biosure HA* para el fascículo PL cuando se utilice la técnica quirúrgica bifascicular con un único túnel tibial es indistinto desde un punto de vista mecánico.

## 9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AYUDAS A LA INVESTIGACIÓN 2008. PROTOCOLO. Marzo de 2009-07-28.
2. ANSYS Engineering Analysis System, Rev. 12.0, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA.
3. [http://www.biomedtown.org/biomed\\_town/LHDL/Reception/data-repository/repositories/BeIRepWikiPages/TheStandardizedFemurSolidModel](http://www.biomedtown.org/biomed_town/LHDL/Reception/data-repository/repositories/BeIRepWikiPages/TheStandardizedFemurSolidModel).
4. ENDOBUTTON. Family of Fixation Devices. Smith&Nephew.
5. Autodesk Inventor Professional 10.
6. Basic Orthopaedic Biomechanics. Van C. Mow and Wilson C. Hayes. Raven Press.
7. Failure analysis of composite femoral components for hip arthroplasty. C Li, C Granger, H del Schutte Jr., S B Biggers Jr., J M Kennedy, R A Latour Jr. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 40, No. 2, March/April 2003, 131-146.
8. Preparation and characterization of dense nanohydroxyapatite/ PLLA composites. S Gay, S Arostegui, J Lemaitre. Materials Science and Engineering C 29 (2009), 172-177.
9. Present and Future Uses of Titanium in Engineering.
10. Manual of Arthroscopic Surgery. Michael J. Strobel. Springer
11. The Anterior Cruciate Ligament. Reconstruction and Basic Science. Brown, Fu, Georgoulis, Gobbi, Howell, Jhonson, Paulos & Shelbourne. Saunders Elsevier.
12. Trauma. Ligamento Cruzado Anterior. Fundación Mapfre. Vol 19 Supl 1 2008.
13. Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament. Francesco Giron, Pierluigi Cuomo, Paolo Aglietti, Anthony M. J. Bull & Andrew A. Amis. Knee Surg. Sports Traumatol Arthosc (2006) 14: 250-256.
14. Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Two-Incision Technique. Raffaele Garafalo, Elyazid Moushine & Olivier Siegrist. Knee Surg. Sports Traumatol Arthosc (2006) 14: 510-516.
15. Tunnel Widening after Hamstring Anterior Cruciate Ligament Reconstruction is Influenced by the Type of Graft Fixation Used: A

- Prospective Randomized Study. Peter Fauno, M.D., and Soren Kaalund, M.D. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 21, No 11 (November), 2005: pp 1337-1341.
16. Anatomical Two-bundle versus Rosenberg's Isometric Bi-Socket ACL Reconstruction: A Biomechanical Comparison in Laxity Match Pretension. Tatsuo Mae, Konsey Shino, Norinao Matsumoto, Masayuki Hamada, Minoru Yoneda, Ken Nakata. *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc* (2007) 15: 328-334.
  17. Observations on Bone Tunnel Enlargement after Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Rainer Siebold, M.D. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 23, No 3 (March), 2007: pp 291-298.
  18. Single versus Two Femoral Socket Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique: Biomechanical Analysis Using a Robotic Simulator. Tatsuo Mae, M.D., KOnsei Shino Miyama, M.D., Hirotaka Shinjo, M.D., Takahiro Ochi, M.D., Hideki Yoshikawa, M.D., and Hiromichi Fujie, Ph. D. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 17, No 7 (September), 2001: pp 708-716.
  19. Clinical Evaluation of Anatomic Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Procedure Using Hamstring Tendon Grafts: Comparisons Among 3 Different Procedures. Kazunori Yasuda, M.D. , Ph.D., Eiji Kondo, M.D., Hiroki Ichiyama, M.D., Yoshie Tanabe, RPT, M.S. and Harakazu Tohyama, M.D., Ph.D. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 22, No 3 (March), 2006: pp 240-251.
  20. Anatomic Reconstruction of the Anteromedial posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament Using Hamstring Tendon Graft. Kazunori Yasuda, M.D., Ph.D., Eiji Kondo, M.D., Hiroki Ichiyama, M.D., Nobuto Kitamura, M.D., Yoshie Tanabe, RPT, Harukazu Tohyama, M-D, Ph.D. and Akio Minami, M.D. PhD. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 20, No 10 (December), 2004: pp 1015-1025.
  21. Anterior Cruciate Ligament Double Bundle Reconstruction with Hamstring Tendon Autografts. Jin Hwan Ahn, M.D. and Sang Hak Lee, M.D. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopy and Related Surgery*, Vol 23, No 1 (January), 2007: pp 109e1-109e4.
  22. Biomecánica de la Articulación de la Rodilla tras Lesiones Ligamentosas. Estefanía Peña, Begoña Calvo y Manuel Doblaré. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*. Vol. 22, 1, 63-78 (2006).
  23. Estudio Mediante Elementos Finitos de la Influencia de la Pretensión de los Ligamentos en la Flexión de la Rodilla. E. Peña, M.A. Martínez y M. Doblaré. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*. Vol. 22, 4, 409-425 (2006).
  24. Subject Specific Finite Element Analysis of the Human Medial Collateral Ligament during Valgus Knee Loading. Jhon C.

#### 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.

- Gardiner, Jeffrey A. Weiss. *Journal of Orthopaedic Research* 21 (2003) 1098-1106.
25. Determining the Optimal Mechanical Requirements for Early Intervention Devices in the Knee. Sara Checa Esteban. Thesis. University of Southampton. July 2007.
  26. Anatomic Double Bundle ACL Reconstruction: A literature Review. Charles Crawford, Jhon Nyland, Sarah Landles, Richard Jackson, Hae Chong Chang, Akbar Nawab, David N. M. Caborn. *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc* (2007) 15: 946-964.
  27. Femoral Fracture Risk Assessment Following Double Bundle ACL Reconstruction. Madelyn Egan O'Farrel. Thesis. University of Pittsburgh. November 2007.
  28. Reconstruction Technique Affects Femoral Tunnel Placement in ACL Reconstruction. Maria K. Kasetta MD, Louis E. DeFrate ScD., Brian L. Charnock AB, Robert T. Sullivan MD, William E. Garret Jr MD, PhD. *Clin Orthop Relat Res* (2008) 466: 1467-1474.
  29. Biomechanical Evaluation of Intra-Articular and Extra-Articular Procedures in Anterior Cruciate Ligament reconstruction: A Finite Element Analysis. N.A. Ramaniraka, P. Saunier, O. Siegrist, D.P. Pioletti. *Clinical Biomechanics*. October 2006.
  30. Anterior Cruciate Ligament Primary and Revision Reconstruction: Diagnosis, Operative Techniques, and Clinical Outcomes. Frank R. Noyes, M.D., Sue D. Barber-Westin, BS.
  31. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Bioabsorbable Polyglycolic Acid Interference Screws: MR Imaging Follow-up. Bach FD, M.D., Carlier RY, M.D., Elis JB, M.D., Mompoin DM, M.D., Feydy A, M.D., Judet O, M.D., Beaufils P, M.D., Vallée C, M.D.
  32. Bioabsorbable Interference Screw Socket Shape Comparison Using 3D Models. Ahvenjärvi, P; Vuorisalo, V; Koljonen, J.
  33. Bioactive Interference Screw for ACL Reconstruction. Aaron Huser, Cole Kreofsky, Joe Poblocki, Dana Nadler.
  34. Comparison of Torsional Strengths of Bioabsorbable Screws for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Costi JJ, Kelly AJ, Hearn TC, Martin DK.
  35. 3D Numerical Analysis of an ACL Reconstructed Knee. M. Chizari, B. Wang. School of Engineering. University of Aberdeen. Aberdeen AB24 7QW, UK.
  36. <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=e1654c43ab994d7fab5e0f9aabe4dddc&ckck=1>. Calcium Hydroxyapatite, Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>. 24/11/2010.
  37. In vivo Human Tendon Mechanical Properties: Effect of Resistance Training in Old Age. C. N. Maganaris, M. V. Narici, N. D. Reeves. Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester Metropolitan University, Alsager, UK.
  38. Properties and an Anisotropic Model of Cancellous Bone From the Proximal Tibial Epiphysis. J. L. Williams, J. L. Lewis. Departments of Civil Engineering and Orthopaedic Surgery. Northwestern University. Evanston, Ill. 60201.
  39. 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.
  40. 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.
  41. 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.
  42. 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.
  43. The Science of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. CB Frank, DW Jackson. *J Bone Joint Surg* 79(10): 1556-1576, 1997.
  44. 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.
  45. 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.
  46. The Mechanics of the Knee Joint in Relation to Normal Walking. Morrison, J. B. *Journal of Biomechanics*. 1970; 3:51-61.