

# PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN 2016

## MEMORIA DEL PROYECTO Nº SV-16-GIJÓN-1-02

### 1. DATOS DEL PROYECTO

**Título:** Utilización de nuevas metodologías de ensayo (ensayos miniatura, técnicas de correlación de imagen), para la caracterización y posterior modelización del comportamiento biomecánico de los materiales implicados en las reconstrucciones del ligamento cruzado anterior realizadas utilizando tornillo interferencial.

**Investigador/a responsable (perteneiente al IUTA):** Inés Peñuelas Sánchez

**Tfno:** 985181980

**E-mail:** penuelasines@uniovi.es

**Otros investigadores:** Cristina Rodríguez González, Antonio Maestro Fernández, Investigador contratado (Covadonga Quintana Barcia).

**Empresas o instituciones colaboradoras:** Clínica Cemmar (Centro de Especialidades Médicas Maestro y Rodríguez). La Clínica Cemmar, ubicada en Gijón, está especializada en Traumatología y Cirugía Ortopédica así como en Medicina del Deporte. El Doctor Antonio Maestro Fernández colabora desde hace años con este grupo investigador en la búsqueda de soluciones reconstructivas en intervenciones quirúrgicas de rodilla. En la actualidad se colabora con él en otros proyectos y su disponibilidad siempre es total, trabajando en conjunto de forma dinámica y permitiendo adaptarse en cada momento a los cambios que van surgiendo durante la realización de las colaboraciones.

En el presente proyecto el Dr. Maestro proporciona material quirúrgico y biológico para la caracterización mecánica, lleva a cabo las reconstrucciones de LCA en material porcino, y asesora en cuestiones quirúrgicas. Su participación en el presente proyecto es indispensable para que el mismo se pueda llevar a cabo.

### 2. MEMORIA DESCRIPTIVA DEL PROYECTO

#### **2.1 Resumen ejecutivo**

La intervención para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) puede realizarse utilizando dos posibles sustitutos del ligamento: los obtenidos del propio paciente y los denominados autoinjertos. Los primeros se obtienen del tendón del músculo semitendinoso, del recto interno o del ligamento rotuliano, mientras que los segundos son obtenidos de cadáveres. La utilización de los diferentes grupos de tendones no ha mostrado diferencias en la calidad de la reconstrucción, el éxito de la misma habrá que buscarlo en la experiencia del cirujano, la técnica quirúrgica o el tipo de fijación. Las técnicas quirúrgicas están muy estandarizadas, de modo que la variable principal de éxito de la LCA es el tipo de fijación utilizada. Es muy habitual el uso de sistemas de fijación intratúnel mediante tornillos

interferenciales, basados en la máxima compresión de la plastia contra el hueso, pero sin romper la misma por aplastamiento. El equilibrio para lograr la máxima compresión con el mínimo daño se consigue jugando con los diámetros de tornillo, túnel y plastia, entre otras. Este último viene impuesto por el paciente. Para una plastia dada serán las geometrías y configuración del tornillo y túnel, algunas de las variables fundamentales en la consecución de un grado de fijación óptimo.

La estrecha colaboración entre el Dr. Maestro y el equipo Investigador desde hace años, se ha traducido en ha obtenido de numerosos datos y resultados muy interesantes. No obstante, estos datos experimentales no coinciden plenamente con los numéricos, debido posiblemente a que los modelos utilizados en dichos análisis matemáticos no son lo suficientemente fieles al comportamiento real de estos materiales como para permitir su adecuada modelización. Además en la distinta bibliografía, a partir de la cual se han decidido los modelos de material a utilizar, la mayoría de las propiedades de los materiales biológicos utilizados se han obtenido a partir de técnicas indirectas, como densitometrías, por lo que profundizar en nuevas técnicas de caracterización directas, se puede traducir en una importante adecuación del comportamiento a la realidad.

En este proyecto se pretende realizar un amplio procedimiento experimental, que permita aprovechar nuevas metodologías de ensayo en la correcta descripción de los modelos de comportamiento biomecánico de los materiales de la unión hueso-plastia-fijación para la reconstrucción LCA. El hueso y las fijaciones, imposibles de caracterizar (por su geometría y tamaño mediante técnicas convencionales) se caracterizarán utilizando un nuevo tipo de ensayo miniatura de punzonado (SPT). La respuesta mecánica de la plastia, se llevará a cabo someténdola a cargas de tracción y se analizando su deformación (longitudinal y transversal) mediante técnicas de correlación de imagen, lo que permitirá definir, por primera vez, parámetros como el límite elástico o el coeficiente de Poisson, y abrirá la puerta al análisis de otros tipos de materiales biológicos. Estas técnicas de ensayo no han sido utilizadas hasta la fecha y permitirán desarrollar modelos de comportamiento mucho más precisos que los realizados hasta el momento. Se llevarán también a cabo ensayos de fatiga de reconstrucciones de LCA realizadas por el Dr. Maestro sobre tibias e injertos porcinos El procedimiento de ensayo presenta numerosas complicaciones debidas a la utilización de técnicas de novedosas para este tipo de material, y a la gran dificultad que supone el agarre de los tendones para la ejecución de los ensayos. Los resultados experimentales, permitirán definir leyes de comportamiento de los distintos materiales, que se utilizarán en los modelos de Elementos Finitos (ABAQUS) 3D realizados en 2015, y permitirán validar los resultados iniciales obtenidos sobre optimización de la geometría, material del tornillo y el diámetro del túnel tibial en la reconstrucción óptima del LCA. Así se mejorará el comportamiento de las reconstrucciones a medio y largo.

## **2.2 Objetivos iniciales del proyecto y grado de consecución**

La línea de investigación en la que se encuentra este proyecto es la de estudio del comportamiento mecánico de materiales y elementos resistentes, caracterizando, modelizando y optimizando su comportamiento en servicio.

Actualmente, no existen estudios sobre la influencia del tipo de material del tornillo que pueda ser óptimo, la geometría del mismo o la relación que debe existir entre los diámetros

del tornillo y la perforación a realizar en los huesos intervinientes, así como el diámetro del injerto elegido.

Por tanto, se fijan unos objetivos que parten de realizar un modelo numérico capaz de simular el comportamiento mecánico del conjunto fémur-plastia-tornillo interferencial. Posteriormente, se analizará la influencia de la relación entre el diámetro del túnel y el del tornillo en la resistencia mecánica del conjunto, estableciendo la relación óptima de cara a obtener el mejor comportamiento mecánico y fisiológico. Además, se quiere analizar la influencia del tipo de material utilizado en la fabricación del tornillo interferencial, así como la geometría del mismo (tipo de filete, longitud, etc.) sobre dicha respuesta mecánica.

El objetivo fundamental del proyecto será la optimización y personalización de las reconstrucciones LCA. Para ello, el proyecto se centrará en caracterizar mecánicamente los distintos elementos que intervienen en la reconstrucción del LCA, es decir, de hueso, plastia y tornillo interferencial. Para ello se dispondrá de muestras in vitro de todos los elementos que conforman la unión, así como de muestras de reconstrucciones llevadas a cabo con diferentes relaciones de diámetro tornillo/túnel. En concreto, se va a tratar de utilizar el ensayo miniatura de punzonado (small punch test) para la caracterización mecánica de las distintas zonas del hueso de la tibia, y el ensayo de tracción mediante correlación de imagen ARAMIS, para la caracterización mecánica de tendones y demás tejido blando. Estas técnicas de ensayo no han sido utilizadas hasta la fecha y van a permitir desarrollar modelos de comportamiento de hueso-plastia-fijación mucho más precisos que los llevados a cabo hasta la fecha. Por otra parte, se llevarán a cabo ensayos de fatiga para determinar el comportamiento de la reconstrucción a medio y largo plazo. La modelización y simulación numérica de estos elementos y del comportamiento biomecánico del conjunto hueso-plastia-fijación, mediante el método de los elementos finitos (MEF), así como su combinación con las técnicas experimentales, permitirá optimizar el tipo de reconstrucción para cada caso particular, no sólo a corto plazo, sino también a largo plazo.

### **Metodología:**

El proyecto constará de las siguientes actividades:

- 1) Estudio bibliográfico.
- 2) Selección de materiales biológicos, configuraciones y geometrías de estudio.
- 3) Definición de la metodología de ensayo
- 4) Puesta en funcionamiento del novedoso programa experimental de caracterización mecánica.
- 5) Determinación de leyes de comportamiento de los materiales a partir de los resultados experimentales
- 6) Modelización numérica (implementación de los modelos necesarios).
- 7) Análisis numérico del comportamiento biomecánico del conjunto hueso-plastia-fijación.
- 8) Comparación con resultados experimentales.
- 9) Análisis conjunto de resultados y elaboración del informe final.

### **2.3 Tareas realizadas**

Se han llevado a cabo las siguientes actividades:

- Análisis bibliográfico del tema, con especial atención a la modelización numérica aplicada a problemas biomecánicos, obteniendo información sobre estudios biomecánicos de la lesión que nos ocupa, además de estudios numéricos aplicados

a distintas áreas de biomecánica que permiten tener una visión más amplia de la realización de este tipo de estudios.

- Implementación de un modelo numérico 2D que incorpora las características biomecánicas tanto el hueso tibial (cortical y esponjoso) como la plastia biológica. También incorpora la utilización de distintos tipos de tornillo (material, geometría, longitud y diámetro).
- Se ha comenzado la implementación de un modelo en tres dimensiones que va a permitir analizar la influencia de aspectos imposibles de evaluar bajo la perspectiva 2D.
- Se ha recolectado el material necesario (tibias, tendones y tornillos) para realizar tantas reconstrucciones de ligamento cruzado como sean necesarias para realizar un análisis experimental de su comportamiento.
- Se han realizado ensayos de tracción sobre los tendones para medir sus propiedades mecánicas y caracterizarlos apropiadamente (módulo elástico y curva tensión-deformación).
- Estos ensayos de tracción se han servido de ensayos de vídeo-correlación en los que se mide la deformación del material (el tendón) en el tiempo de duración del ensayo de tracción. De esta forma, se puede medir más exactamente el módulo elástico gracias a la grabación de la deformación.
- Se llevarán a cabo ensayos experimentales que reproduzcan las condiciones en servicio del conjunto tibia-plastia-tornillo, buscando la obtención de parámetros óptimos.

## 2.4 Resultados obtenidos

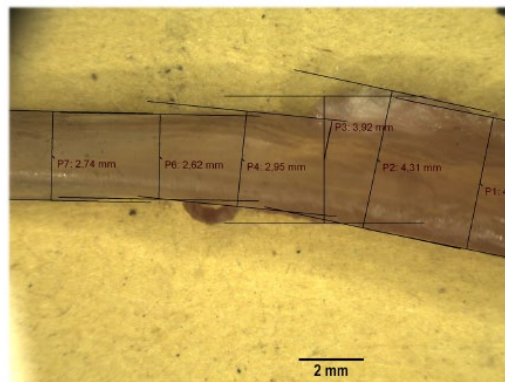
### Procedimiento experimental

Los tendones se encuentran en estado de congelación. Se deben sacar del mismo con 24h de antelación al ensayo y dejarlos descongelar a temperatura ambiente. Previamente, se medirán en un detector de perfiles, las diferentes medidas de ancho que tiene el tendón a lo largo de su extensión. Además, se harán medidas de espesor en la zona que se irá a ensayar.



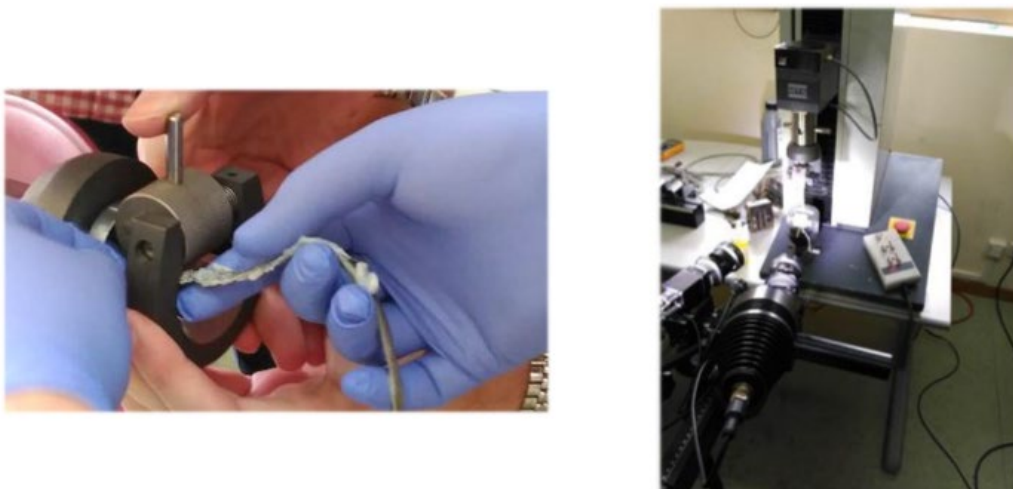
*Figura 1: Material biológico recolectado*

Una vez medido, se sumerge el tendón descongelado en solución salina para que recupere sus propiedades. Para comenzar con el ensayo, y debido a que el procedimiento utilizado para medir el módulo elástico del injerto será un ensayo mediante videocorrelación, se necesita pintar el tendón con una pintura especial (mezcla de blanco y negro) para que las cámaras detecten el máximo número de puntos posibles del injerto y puedan realizar una buena estimación del perfil. Para ello, se le aplica pintura negra y pintura blanca. Se añadirá antibrillo para evitar que la viscosidad del material haga que se produzcan brillos en las imágenes capturadas por las cámaras que harán que el perfil del injerto no sea adecuado.



*Figura 2: Medición de tendones*

Esta técnica permite la medición de deformaciones en la superficie de la muestra en tres dimensiones, sin contacto y de forma independiente al material sujeto a ensayo. Se trata de una técnica óptica de campo completo que se basa en la toma de imágenes a una muestra previamente pintada con un patrón. Los cambios de exposición que experimenta este patrón permiten la medición de desplazamientos y deformaciones mediante la comparación entre la forma inicial o de referencia (sin deformar) y su forma final (deformado).



*Figura 3: Ensayos de tracción con vídeo-correlación*

Para llevar a cabo la medición, tal como se ha explicado antes, es necesario (generalmente) llevar a cabo un moteado aleatorio en negro sobre un fondo blanco, ambos aplicados mediante la utilización de pintura acrílica mate. El objetivo de este pintado, es conseguir ciertas marcas o referencias con el mejor contraste entre sí en las superficies evaluadas, de tal forma que el equipo sea capaz de identificarlas para llevar a cabo la correlación de imágenes.

Esta correlación se lleva a cabo dividiendo la probeta en cuadrados virtuales, denominados facetas, en los que se calcula el valor medio de la escala de grises. Con este valor, se busca en la imagen deformada una región o faceta que cumpla con el mismo criterio, pudiendo determinar, mediante un criterio de correlación, el vector de desplazamientos en cada conjunto de facetas procesadas.

Se debe realizar un proceso de calibración que consiste en la toma de una serie de fotografías de un patrón calibrado, en diferentes posiciones y ángulos con el fin de eliminar errores en la colocación de las cámaras. Para este trabajo, se han elegido unas lentes de 50 mm de distancia focal.

Una vez seco, se coloca en las mordazas, estableciendo una distancia inicial entre mordazas reducida, para crear un estado tensional óptimo en la menor sección posible. Se mide esa distancia inicial para establecer la sección justa de ensayo, midiendo, además, ancho del tendón en esa zona, y espesor del mismo.

Se le aplica una gota de cianocrilato para establecer la unión entre el tendón y la mordaza, y fijar así la zona de agarre, evitando el deslizamiento del injerto a la hora de realizar el ensayo de tracción.

Se configura el ensayo con los parámetros dimensionales y una velocidad de tracción de 10 mm/min, estableciendo una precarga de unos pocos N, entre 1 y 3 N. La célula de carga utilizada será la de 5 kN de capacidad, debido a que la carga a la que llega el tendón puede superar los 100 N.

Se comienza el ensayo y se parará cuando el carro haya detectado la ruptura o desgarramiento del injerto.

Durante el ensayo se registra tanto la deformación sufrida por la probeta entre dos puntos fijos como la carga asociada a dicha deformación, lo que permite el empleo de curvas características como la tensión ingenieril. Este tipo de curvas, que representan de forma gráfica las propiedades mecánicas del material, no tienen en cuenta los cambios dimensionales que se producen en la sección de la probeta como consecuencia de la aplicación de la carga. Este hecho, da lugar a una incorrecta interpretación de los resultados, sobre todo en materiales susceptibles de experimentar cambios geométricos sustanciales durante los ensayos.

## **Resultados**

Una vez realizados los ensayos, se inicia el postprocesado de datos. En los primeros ensayos y debido a la irregularidad de la sección, las deformaciones fueron medidas en tres posiciones diferentes, en una zona de mayor sección (deformación superior), en la zona de menor sección (menor deformación) y en otra de sección intermedia entre las dos anteriores (deformación media).

A partir de diferentes mediciones a lo largo del tendón y considerando un espesor constante de 1,5 mm, se determinó que la sección media es de aproximadamente 7,4 mm<sup>2</sup> mientras que la mínima se sitúa en 3,93 mm<sup>2</sup>.

- **Resultados máquina de ensayos**

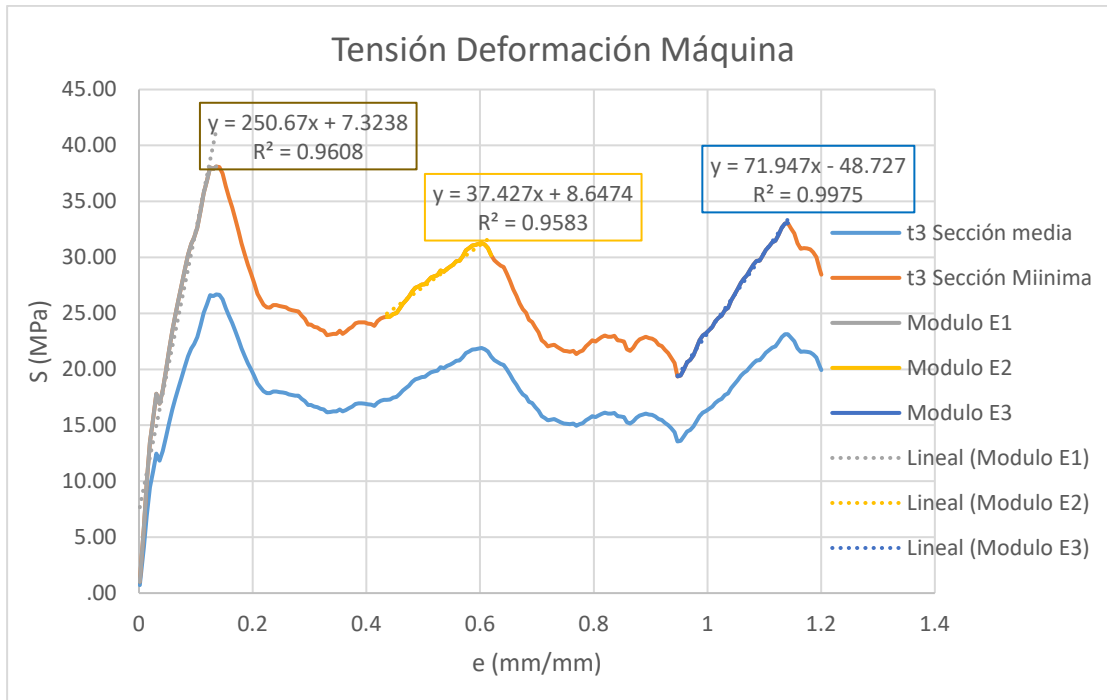


Figura 4: Tendón de sección media baja

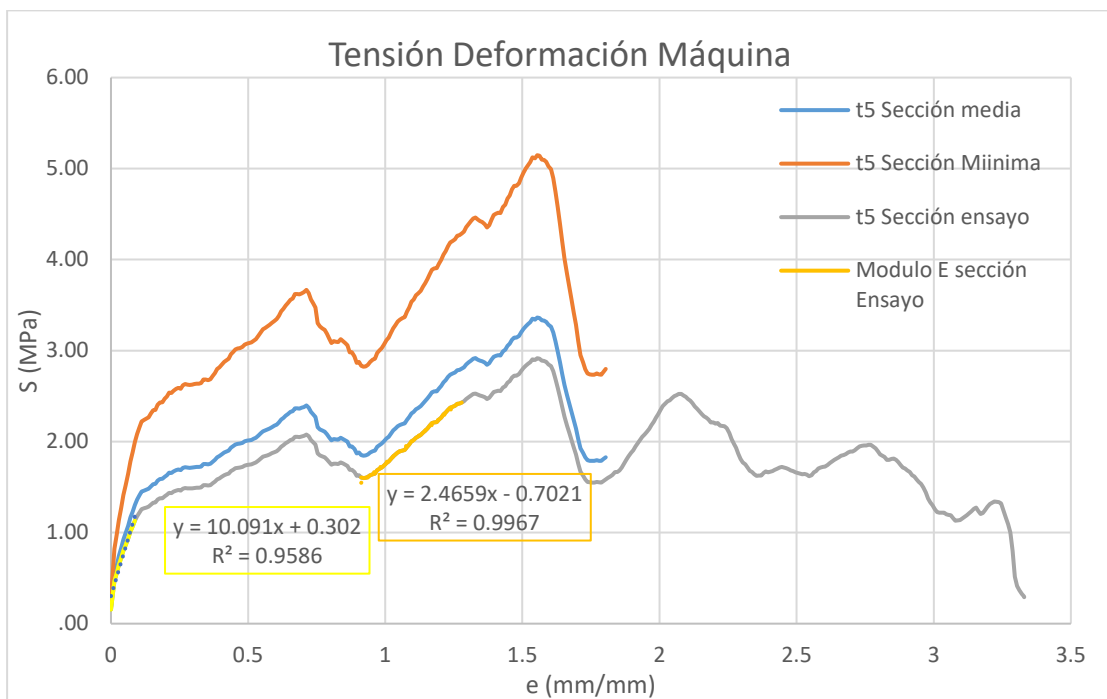


Figura 5: Tendón con tensión media elevada

Si ahora comparamos dos tendones ensayados bajo las mismas condiciones, pero de diferentes medidas y espesores, se puede obtener la siguiente gráfica.

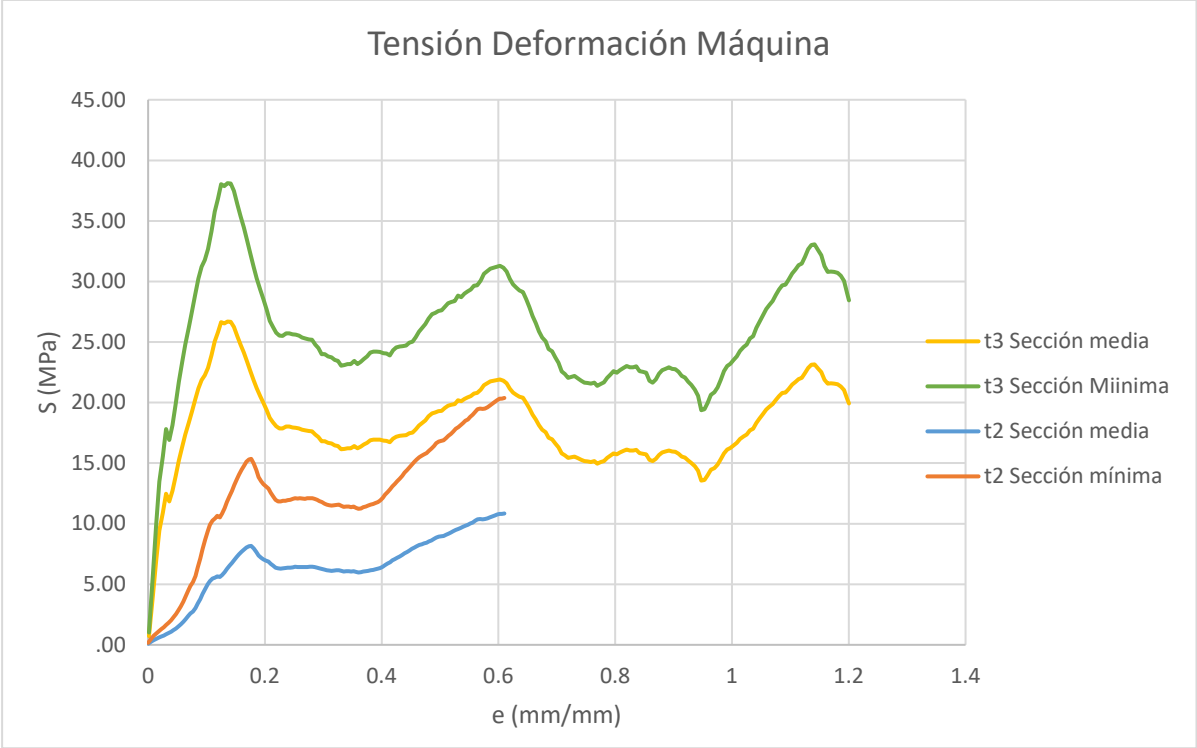


Figura 6: Gráfica tensión deformación comparando dos tendones

- Resultados mediante vídeo-correlación

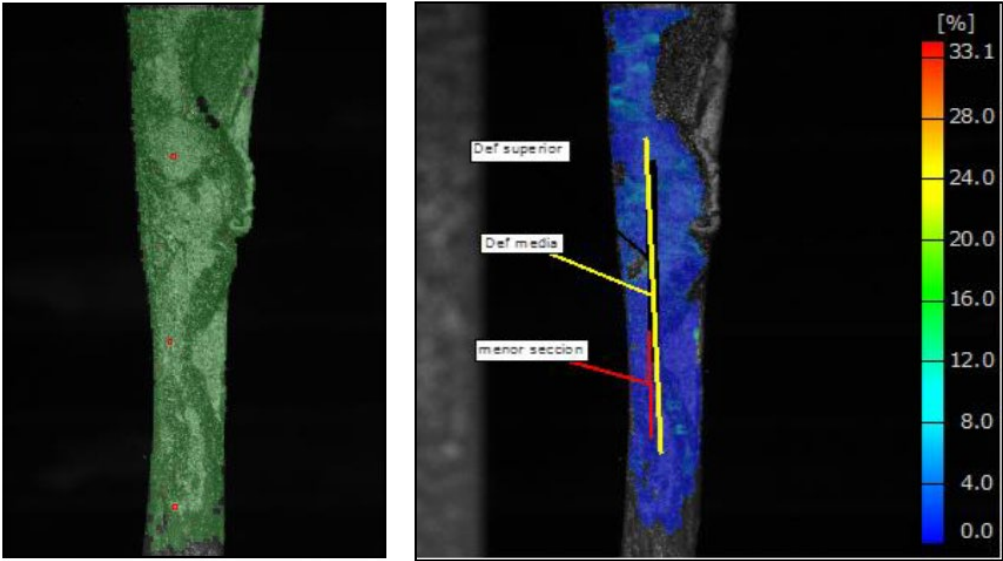


Figura 7: Zona visible al inicio del ensayo (izq) y malla de cálculo durante el ensayo (derecha)



Las curvas tensión-deformación ingenieril obtenida con la técnica de DIC se muestra en la Figura 8. En ella, se presentan sobreimpresos los ajustes mediante recta de regresión lineal en las diferentes zonas junto al coeficiente de determinación  $R^2$ . Los valores de tensión son obtenidos utilizando un valor de sección inicial de  $6.3 \text{ mm}^2$ , que corresponde con el valor medio medido en la zona al inicio del ensayo.

En el gráfico se observa cómo tras una zona inicial de menor pendiente, típica en el ensayo de estos materiales en el que se produce el ajuste de los distintos elementos presentes en el sistema de carga, la curva rigidiza y presenta una pendiente que podría considerarse de unos  $1000 \text{ MPa}$ , valor probable en este tipo de material.

Debido a los elevados desplazamientos que se producen en el transcurso del ensayo, con la configuración de las cámaras utilizada, no fue posible registrar el transcurso del ensayo hasta rotura, ya que las zonas de la probeta visibles por las cámaras al inicio del ensayo pasaban a ser zonas no visibles durante el avance del ensayo. Por este motivo, solo fue posible alcanzar valores de deformación del 5%.

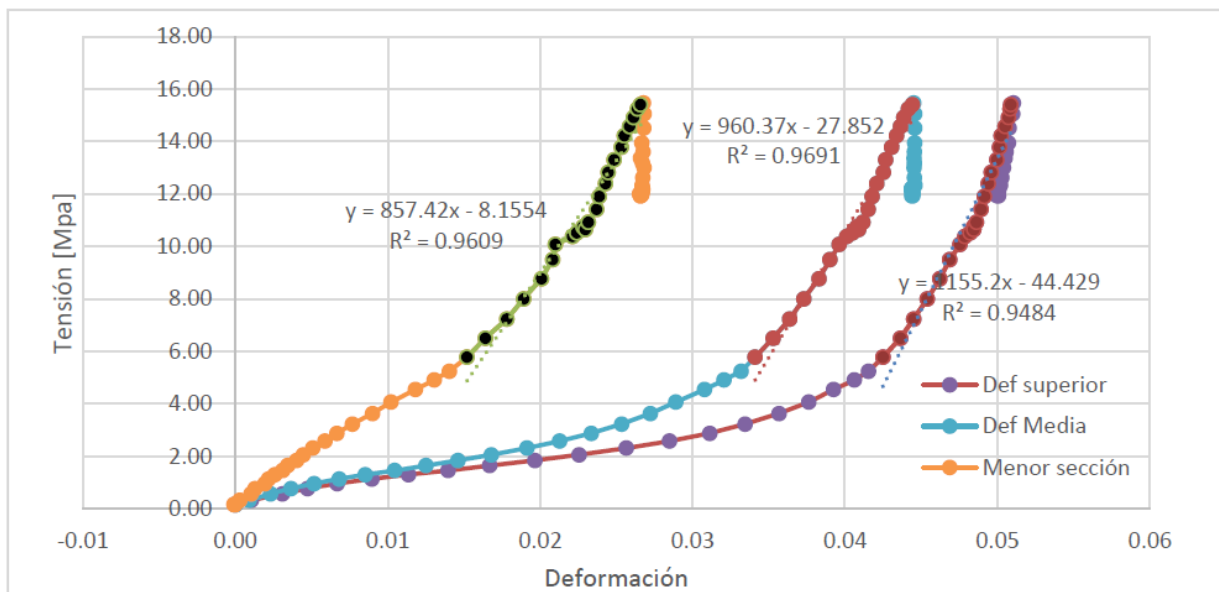


Figura 8: Curva tensión-deformación para los tres puntos de medida obtenida a través de la vídeo-correlación

Por esta razón, y al objeto de ver el comportamiento global de los tendones en la Figura 6 se ha representado la curva de tracción obtenida tomando como valores de deformación el desplazamiento máquina dividido entre la distancia inicial entre mordazas. Como puede observarse, tras la zona inicial recogida por el equipo de DIC, la carga cae y posteriormente el tendón vuelve a endurecerse y alargarse, aunque no llega a alcanzar los valores de rigidez mostrada inicialmente.

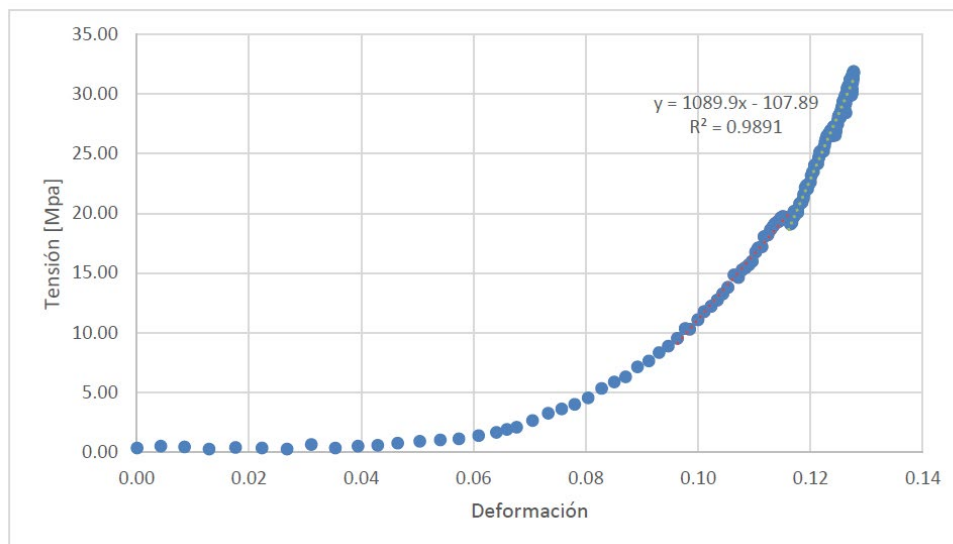
Si lo que pretende obtenerse es el módulo elástico, existen notables diferencias en función del procedimiento empleado en la estimación de las deformaciones, así como en función del área empleada. Esto es debido a que, si para la estimación de deformaciones se utiliza la relación carga-desplazamiento proporcionada por la máquina de ensayos, los resultados variarán sustancialmente en función del volumen de material contenido entre las mordazas. No obstante, con la técnica de DIC sí se consiguen similitudes a la hora de estimar el módulo elástico, independientemente de la zona medida.

Con objeto de evaluar la variabilidad en los resultados obtenidos, el ensayo se repitió sobre otras cinco muestras. No obstante, la dificultad del ensayo junto con otros problemas derivados de la mala calidad de los tendones hizo que solo se obtuvieran buenos resultados en otra de las probetas. En este caso, se utilizó una probeta de unos 4 milímetros de ancho y unos 2 mm de espesor.

El mismo procedimiento de ensayo seguido en el apartado anterior, se repitió para esta muestra. No obstante, en este caso el proceso de calibración del equipo de correlación de imágenes se llevó a cabo utilizando el panel CP20 90x72, que permite ampliar la zona de medida hasta los 125x100mm, frente a los 30x24mm del caso anterior.

La curva tensión-deformación ingenieril obtenida mediante el procedimiento de DIC se muestra en la Figura 9, mientras que en la Figura 10 se representa la curva de tracción estimando las deformaciones a partir de los valores de desplazamiento de la máquina. Los valores de tensión corresponden a una sección de 11.5 mm<sup>2</sup> y a una longitud inicial entre mordazas de 35 mm.

En este caso, fue posible realizar las mediciones con la técnica DIC hasta el momento de rotura, llegando a valores de deformación del 12% y apreciándose, tras la rotura, una deformación remanente de un 10%.



*Figura 9: Curva tensión-deformación ingenieril video-correlación*

Como en el caso anterior, existen diferencias notables en función de la metodología empleada a la hora de estimar las deformaciones. Se puede observar en ambas gráficas que, tanto los valores obtenidos como la forma de la gráfica, presentan diferencias. No obstante, los valores obtenidos reflejan de nuevo un valor de módulo elástico de unos 1000 MPa.

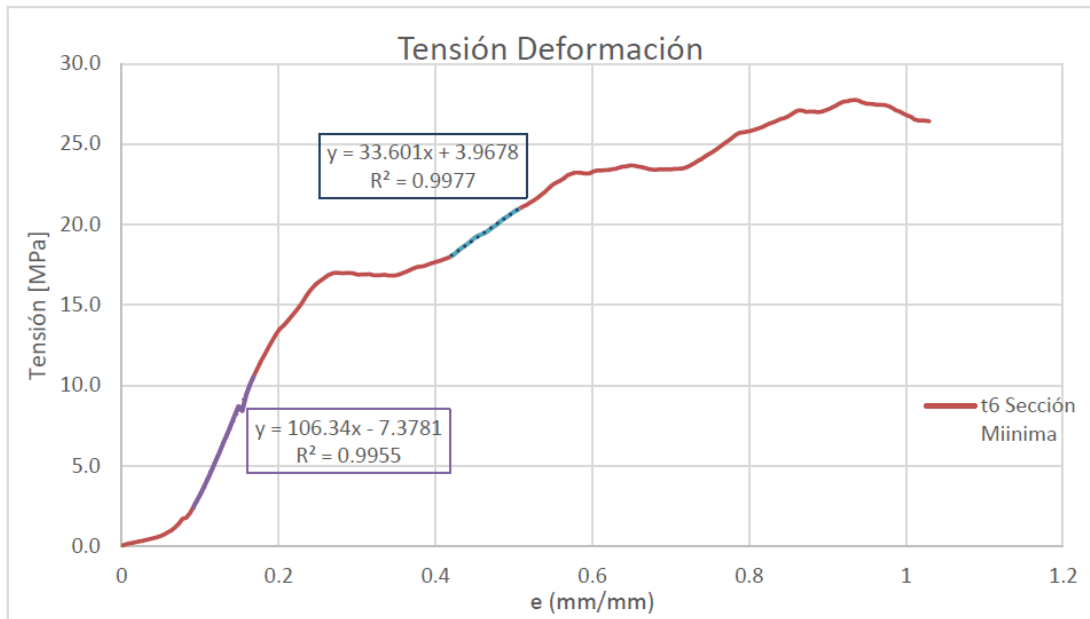


Figura 10: Curva tensión-deformación ingenieril de la máquina

### Procedimiento numérico

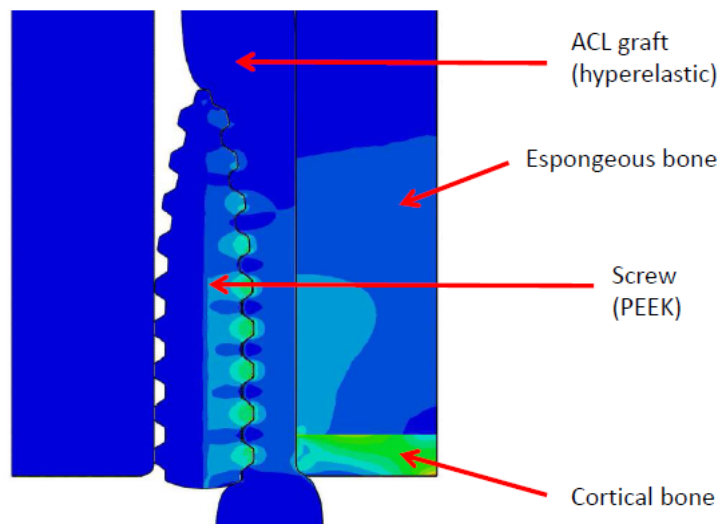
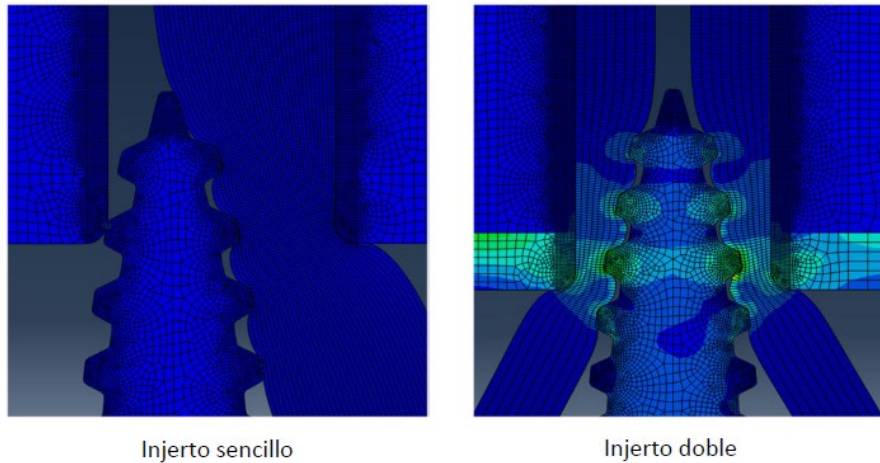


Figura 11: Modelo numérico 2D del conjunto tibia-plastia-tornillo



*Figura 12: Contactos injerto doble frente a injerto sencillo*

## **2.5 Trabajos o necesidades futuras**

Ensayo y simulación de conjuntos tibia-fémur-plastia.

## **2.6 Divulgación de los resultados (publicaciones, artículos, ponencias...)**

Contribución al congreso internacional 15th European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy Conference (ESSKA 2016), que se realizó en mayo de 2016, bajo el título "Engineering view of the effect of size ratio and type of interference screw used in ACL reconstruction".

### 3. MEMORIA ECONÓMICA

Financiación		Personal	Inventariable	Fungible	Otros gastos
IUTA	SV-16-GIJÓN-1.	4500	0	0	0
Otras fuentes	Referencia proyecto/contrato	3000	0	1000	3500
Estudiante con ayuda a la investigación	Nombre	Covadonga Quintana Barcia			
	Tareas	Colaboración en todas las fases del proyecto			
	Período	Junio a Diciembre de 2016			

En Gijón, a 23 de diciembre de 2016



Fdo. Inés Peñuelas Sánchez