

## **2.OBJETIVOS**

## OBJETIVOS

La osteosíntesis estable aplicada a una osteotomía valguizante ofrece múltiples ventajas que han sido expuestas con anterioridad. Existe consenso entre los autores en recomendar síntesis mínimas y simples que se asocien a una baja tasa de complicaciones.

En los estudios experimentales presentados hasta ahora no hemos hallado referencias del resultado mecánico de osteotomías tibiales valguizantes metafisarias con cuña de sustracción externa utilizando síntesis mínimas distintas de las grapas.

Queremos demostrar que un sistema de síntesis mínimo (tornillos canulados) favorece el contacto óseo durante la compresión del foco de osteotomía de forma más positiva que otros sistemas de mayor rigidez (lámina-placa o fijador externo) ofreciendo una estabilidad suficiente del foco, manteniendo una correcta alineación después de la aplicación de cargas y provocando una menor destrucción ósea durante el estudio mecánico.

## HIPÓTESIS DE TRABAJO

El comportamiento mecánico a la carga axial de especímenes experimentales de rodillas humanas sometidas a osteotomía valguizante metafisaria con cuña de sustracción externa y osteosíntesis con tornillos canulados es igual o mejor al observado con otros sistemas de fijación de elevada rigidez (lámina-placa o fijador externo).

## OBJETIVO PRINCIPAL

Evaluar el comportamiento mecánico de tornillos canulados en dos posiciones distintas como sistema de osteosíntesis aplicado a osteotomías tibiales valguizantes de sustracción externa en especímenes de rodillas humanas y compararlo con otros sistemas de osteosíntesis caracterizados por su estabilidad primaria elevada (lámina-placa y fijador externo).

El desarrollo de dicho objetivo se realizará mediante un estudio experimental biomecánico, radiológico y densitométrico.

El estudio mecánico consiste en la evaluación de la resistencia a la carga axial o estudio estático de compresión hasta la producción de la fractura en las muestras.

El estudio densitométrico consiste en la medición del contenido mineral óseo de cada pieza y la posterior la aplicación de un factor de corrección para

los valores mecánicos que favorecen la comparación y homogenización de las muestras.

El estudio radiológico define los cambios obtenidos por la realización de la osteotomía y posteriormente por la aplicación de fuerzas compresivas. Se evalúan mediciones angulares de las muestras y parámetros descriptivos de localización de fracturas y posición de los implantes.

## ESTUDIOS PILOTOS PRELIMINARES

Hemos observado que no existe en la literatura información sobre el uso de cargas axiales destructivas aplicadas de forma excéntrica.

La valoración de la densidad mineral ósea no se ha correlacionado directamente con los resultados mecánicos en estudios experimentales previos.

Tampoco existen datos en la bibliografía consultada sobre el efecto sobre el comportamiento mecánico de los procesos de conservación en muestras ósteo-tendinosas de rodilla.

Por ello hemos desarrollado 3 estudios pilotos previos en tejido óseo de procedencia animal para :

- Ensayar el prototipo de bastidor mecánico para la producción de fracturas en las muestras mediante la transmisión de cargas axiales centradas y excéntricas.
- Correlacionar la densidad mineral ósea las muestras y los parámetros analizados de comportamiento mecánico.
- Valorar la influencia del sistema de conservación de las muestras de nuestro estudio en el comportamiento mecánico obtenido.

# **3.ESTUDIOS PILOTOS PRELIMINARES EN MUESTRAS ANIMALES**

En la bibliografía consultada no hallamos referencias de algunos puntos que pueden interferir en nuestra metodología que son:

- ✓ La aplicación de cargas axiales desaxadas o no colineales en especímenes de rodilla hasta la aparición de fractura ósea.
- ✓ La relación entre la rigidez de las muestras de rodilla y la densidad mineral ósea.
- ✓ El efecto en el comportamiento mecánico de varios procesos de congelación-descongelación en un espécimen de rodilla.

Para desarrollar y estudiar estos puntos realizamos estudios pilotos preliminares en muestras de origen animal debido a la dificultad de recogida de muestras de rodilla de origen humano.

Los estudios pilotos consisten en :

- Diseño de un bastidor mecánico que permita la aplicación de fuerzas axiales no colineales o excéntricas y su ensayo en muestras de rodilla de origen animal.
- Estudio mecánico de la correlación entre la rigidez de las muestras de rodilla animal y la densidad mineral ósea.
- Estudio mecánico en muestras de origen animal de observación del efecto de varios procesos de congelación–descongelación.

Previamente analizamos las características anatómicas y radiológicas de las extremidades posteriores de cerdo ya que son los modelos animales que utilizamos para el desarrollo de dichos ensayos aunque conocemos de antemano la similitud anatómica entre la extremidad posterior porcina y la inferior humana ( Barone 1978, Ors-Llorca 1970, Popesko 1987, Sack 1982).

### **3.1.1 MUESTRAS ANIMALES**

#### **3.1.1 Obtención, selección y preparación de muestras animales**

Se realiza una recogida de muestras de rodilla de origen animal (hueso porcino) a partir de su compra en matadero industrial ( Matadero Frigorífico de Avinyó. Barcelona ). Se adquieren unidades ósteo-tendinosas de pierna trasera que incluyen la integridad de fémur, tibia, peroné y retropié con exéresis de musculatura.

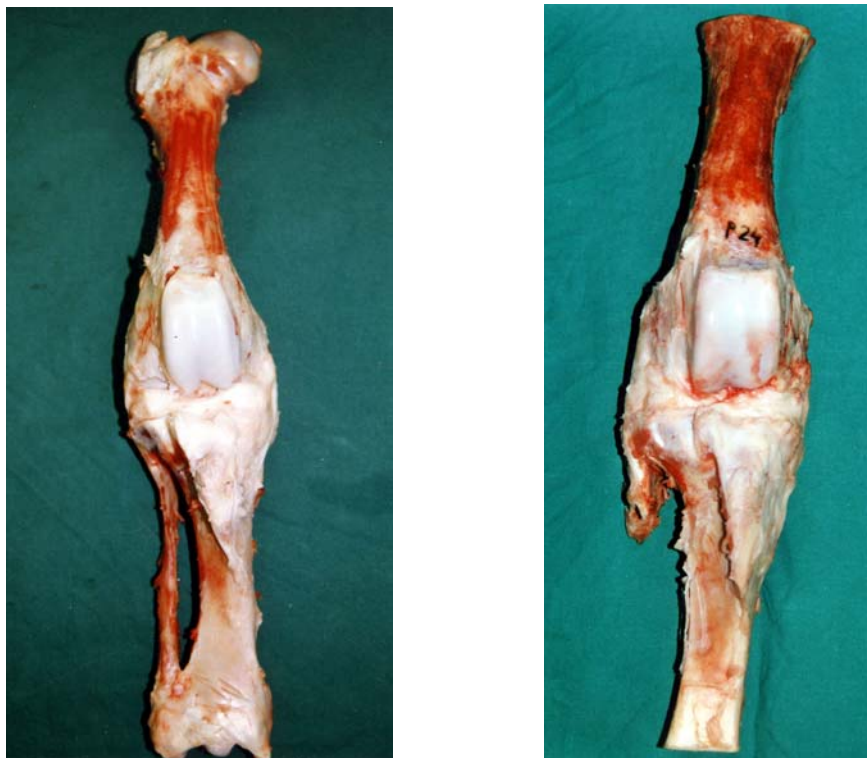
La edad media de los animales sacrificados es de 6 meses ( entre 5,5 y 6,5 meses ) y el peso medio de 120 Kg. La raza porcina es homogénea en

todos los especímenes y corresponde a híbrido de Duroc–Piatren con cruces belgas y holandeses. Desde el sacrificio del animal hasta nuestra adquisición las muestras son conservadas en cámaras frigoríficas a  $-10^{\circ}\text{C}$ . Una vez adquiridas se mantienen a  $-20^{\circ}\text{C}$  hasta su preparación definitiva.

El número total de extremidades animales utilizadas es de 50 aunque muchas de ellas son desestimadas por sección parcial o total del ligamento lateral externo.

La preparación definitiva de las muestras animales consiste en la exéresis de los restos musculares previa descongelación a medio ambiente sin lavados ni inmersión en agua. Se procede a la exéresis de la diáfisis peroneal y del retropié por desarticulación de la articulación del tobillo, conservando la articulación de la rodilla con excepción del aparato extensor (tendón rotuliano y rótula).

Se realizan osteotomías con sección de los extremos metafisarios femorales y tibiales consiguiendo muestras uniformes de 31 cm de longitud (Figura 22) conservando 15 cm en el segmento femoral y 16 cm de la porción tibial.



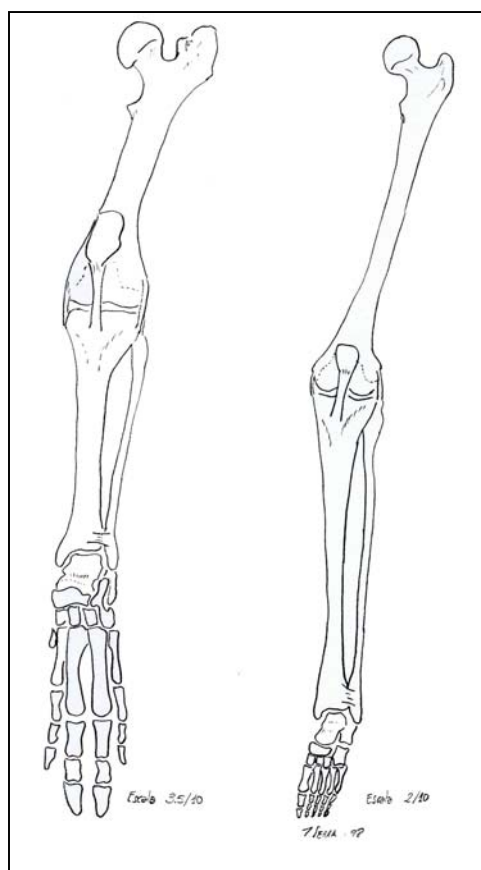
**Figura 22.** Muestras animales. Pieza íntegra y después de las secciones metafisarias.

En 5 muestras se obtiene después de la disección y desperiostización un segmento óseo procedente de la metáfisis tibial distal de 2 cm de longitud que no incluye superficie articular ni hueso subcondral destinado al estudio densitométrico.

Los fragmentos óseos y unidades ósteo-articulares obtenidas se embolsan de forma independiente y se identifican por numeración progresiva por orden de disección. Los segmentos óseos tibiales poseen la misma numeración que las extremidades de que proceden. Se rotula la numeración en la superficie ósea y en la superficie de la bolsa sellada. Todas las muestras se conservan por congelación a  $-20^{\circ}\text{C}$

### 3.1.2 Descripción anatómica. Comparación anatómica de la extremidad inferior humana y posterior porcina.

En la revisión bibliográfica consultada (Barone 1978, Orts Llorca 1970, Popesko 1987, Sack 1982, Testut 1984) se pueden hallar extensas descripciones de la anatomía de la pierna trasera del cerdo. Ésta presenta las mismas características que la extremidad inferior humana en cuanto a elementos ósteo-musculares y ligamentosos y a su disposición (Figura 23).



**Figura 23.** Comparación a escala entre la extremidad posterior porcina y la extremidad inferior humana.

Sin embargo cabe destacar la predominancia de los grupos musculares flexores especialmente en el muslo del cerdo posiblemente relacionada con la postura en semiflexión de la rodilla dado su hábito cuadrúpedo y la prominencia de la rótula.

Por otra parte en la raza porcina aparece un tendón conjunto proximal de tibial anterior y III peroneo que se acompaña de un surco tibial propio, no se hallan presentes ( tendón conjunto y surco tibial ) en la anatomía humana.

Los tamaños en valores absolutos (longitudes y diámetros) no aparecen, probablemente por el bajo intervencionismo que se da en esta raza. Para nosotros esta información es de suma importancia ya que se pretende aplicar el mismo bastidor mecánico que en los modelos humanos.

Realizamos un conjunto de disecciones comparativas con el objetivo de corroborar las similitudes expuestas, detectar detalles que puedan interferir en la aplicabilidad del estudio y efectuar mediciones de las extremidades.

### **3.1.3 Disecciones de modelos humanos y animales**

Se ha realizado la disección de 9 piezas de amputaciones supracondíleas humanas y 12 extremidades posteriores porcinas.

Las extremidades humanas proceden de amputaciones supracondíleas por isquemia vascular aguda ( 2 pacientes ) o crónica ( 7 pacientes ). La edad media de los pacientes fue de 78,3 años y la distribución por sexo, 7 mujeres y 2 hombres.

Las extremidades animales están compuestas por fémur, tibia, peroné y retropié con restos musculares. Se trata de piernas traseras derechas procedentes de cerdos híbridos de razas Duroc-Piatren y cruces belgas y holandeses. La edad media de los animales en el momento del sacrificio es de 0,5 años y el peso medio en el momento del sacrificio 120 Kg.

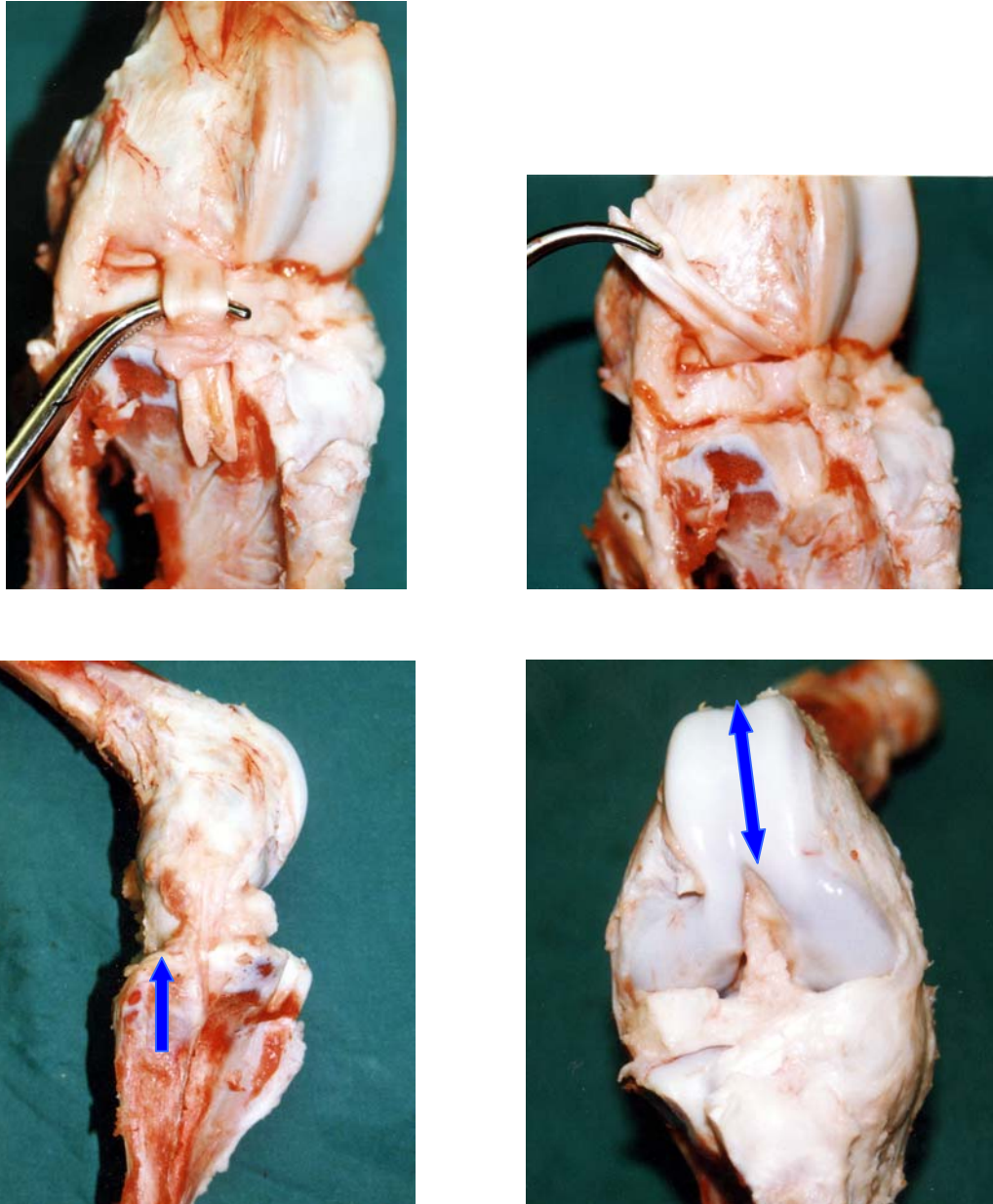
En ambos casos la disección realizada consistió en la exéresis de la totalidad de masa muscular y periostio junto con el aparato extensor con desarticulación del pie a nivel del tobillo. Se secciona el peroné a nivel del cuello. Se conserva la articulación de la rodilla con los ligamentos laterales, cruzados, cápsula y meniscos. No se realizan secciones óseas adicionales a nivel tibial ni femoral. La longitud de la porción femoral en las piezas de origen humano es variable y depende del nivel de amputación realizado por el cirujano vascular.

Las observaciones obtenidas permiten evidenciar diferencias morfológicas y volumétricas.

Las diferencias morfológicas incluyen la existencia del tendón conjunto del tibial anterior y III peroneo inexistente en la especie humana que crea un



surco en la cara anterior de la tibia (vertiente externa). Por otra parte evidenciamos un mayor ascenso de la cabeza peroneal que llega a articularse con el cóndilo femoral presentándose como prolongación del platillo tibial externo y la magnitud de la tróclea femoral debida a la hipertrofia del aparato extensor por el hábito cuádrupo (Figura 24).



**Figura 24.** Diferencias morfológicas. Tendón conjunto y surco antero-externo tibial; ascenso de la cabeza peroneal ; y gran tamaño de la tróclea femoral.

Respecto a la valoración de tamaño y longitudes, hemos realizado un conjunto de mediciones de las que exponemos en la Tabla II los valores medios evaluados en cm :

LONGITUDES	Muestras Humanas	Muestras Animales
-femoral	20*	22
-tibial	34	15.5
-peroneal	34	15.4
-rotuliana	5.2	5
-tendón rotuliano	5.4	5.9

DIAMETROS	Muestras Humanas	Muestras Animales
Diáfisis femoral	3	2,5
Diáfisis tibial	2.5	2.3
Tendón rotuliano	3.2	3.0
transversal rodilla	8.3	7.2

**Tabla II:** Comparación de longitudes y diámetros entre muestras humanas y animales (\*valor obtenido por la medición de las porciones femorales después de la amputación).

En conjunto se evidencia que las longitudes diafisarias del esqueleto humano son mayores que las de la pierna trasera del cerdo. La medición de longitud femoral humana ( 20 cm ) que aparece en la tabla corresponde al fragmento remanente de fémur distal en las extremidades amputadas.

Las diferencias anatómicas señaladas del modelo animal ( tendón conjunto y ascenso de la cabeza peroneal ) no interfieren de forma importante en la aplicación de la metodología propuesta. El tamaño global de la articulación de la rodilla del modelo animal ( 7.2 cm ) podría compararse con una rodilla humana pequeña.

Por tanto, el modelo animal porcino resulta adecuado para el desarrollo de nuestros estudios preliminares.

### **3.1.4 Descripción radiológica de la extremidad posterior porcina**

#### **a. Radiología de modelos animales íntegros**

Hemos desarrollado estudios radiológicos en modelos animales dirigidos a demostrar la idoneidad del modelo animal para reproducir nuestro estudio y elegir la medición radiológica más adecuada en especímenes sometidos al estudio mecánico.

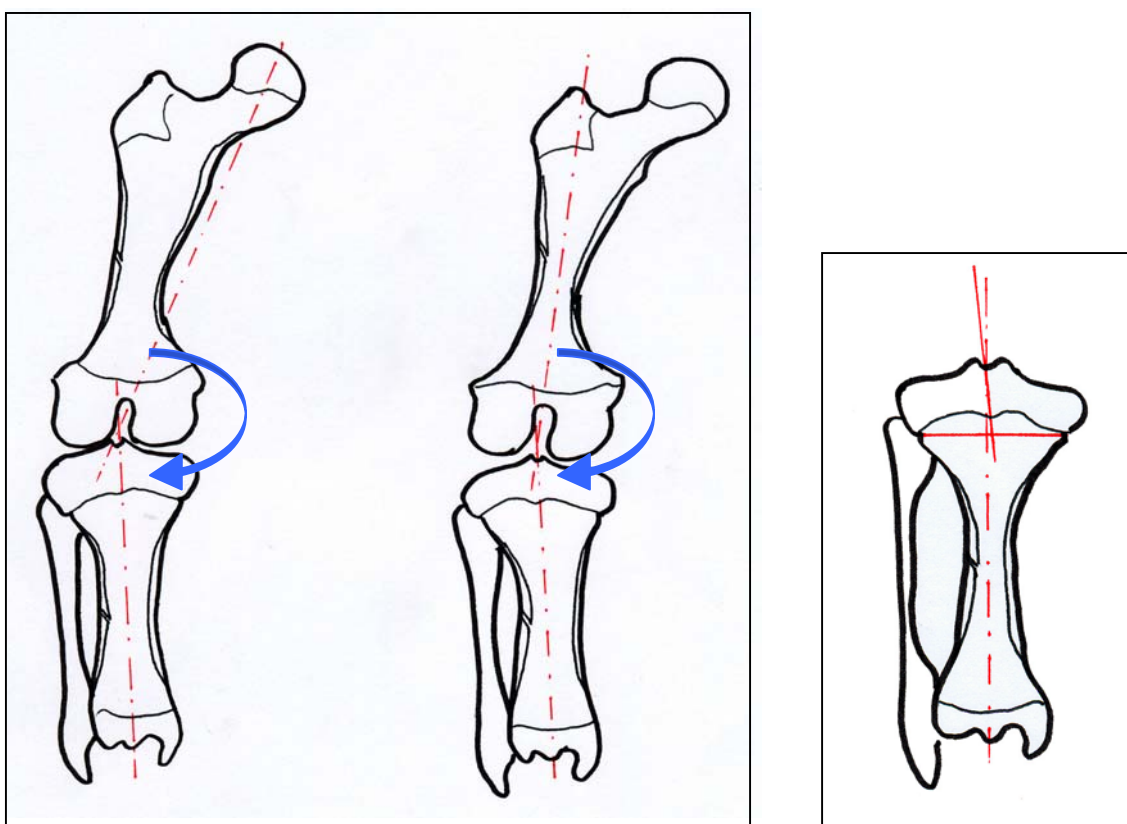
Desarrollamos mediciones radiológicas de la extremidad trasera del cerdo con objeto de definir las características normales o estándar.

Se utilizan 9 especímenes animales diseccionados correspondientes a la pierna trasera de cerdo. Se conserva la articulación de la rodilla y la integridad de la porción ósea femoral y tibial.

El examen radiológico se realiza en muestras congeladas a  $-20^{\circ}\text{C}$  en extensión completa de la rodilla. La placa radiológica utilizada es de 34 por 41 cm (Kodak) con distancia tubo-muestra constante (100 cm) y guía para corrección de magnificaciones.

De cada espécimen se obtiene una proyección pósterio-anterior simple usando soportes radiológicos radiotransparentes con orientación de la tuberosidad tibial anterior al cenit. Las proyecciones incluyen los extremos de las muestras. El criterio radiológico de pósterio-anterior correcta consiste en el correcto centraje de la escotadura intercondílea.

Se estudian las características globales o genéricas y se miden el ángulo fémoro-tibial anatómico y mecánico y el ángulo epifisario (Figura 25).

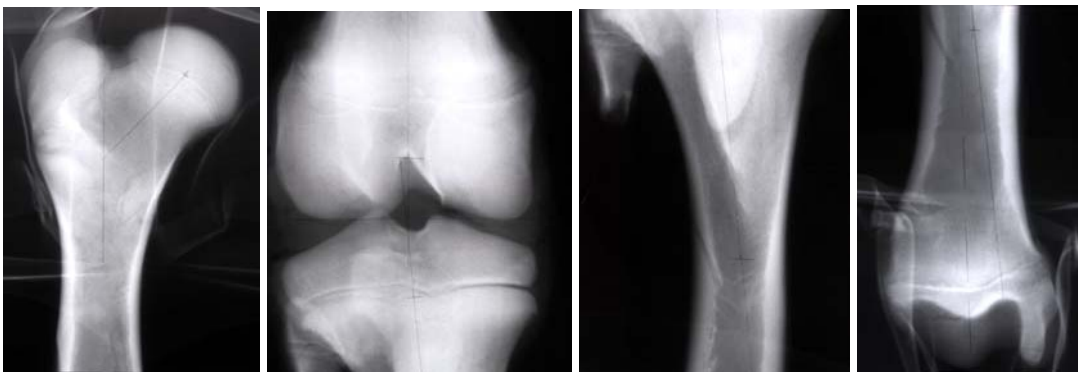


**Figura 25.** Mediciones radiológicas en muestras animales íntegras: ángulo fémoro-tibial mecánico, ángulo fémoro-tibial anatómico y eje epifisario.

Las características radiológicas genéricas de las piernas de cerdo observadas son las siguientes (Figura 26):

- ✓ Debido a la edad de los cerdos, las fisis se hallan abiertas. Se identifican a nivel metafisario femoral, tibial y peroneal.
- ✓ Presentan una estructura trabecular completa con algunos lagos de grasa en metáfisis proximales y a nivel diafisario femoral y tibial.

- ✓ Aparecen arterias nutricias diafisarias tibial y femoral muy prominentes en cara externa y se acompañan de un discreto engrosamiento cortical .
- ✓ Se observa el signo del vacío con visualización del espacio supra e inframeniscal debido a la apertura capsular de la rodilla durante la disección.
- ✓ La distancia interepicondílea ( máximo diámetro a nivel de epicóndilos femorales ) corresponde en su punto medio al centro de la escotadura intercondílea.



**Figura 26.** Características radiológicas de la extremidad posterior de muestras animales

De las mediciones angulares obtenidas expresamos los valores en grados angulares medios (Tabla III):

Ángulos	Valor máximo	Valor mínimo	Valor medio
Fémoro-tibial anatómico	180	172	174,8
Fémoro-tibial mecánico	174	168	169,5
Epifisario tibial	-2	-6	-4,1

**Tabla III.** Mediciones angulares en muestras animales

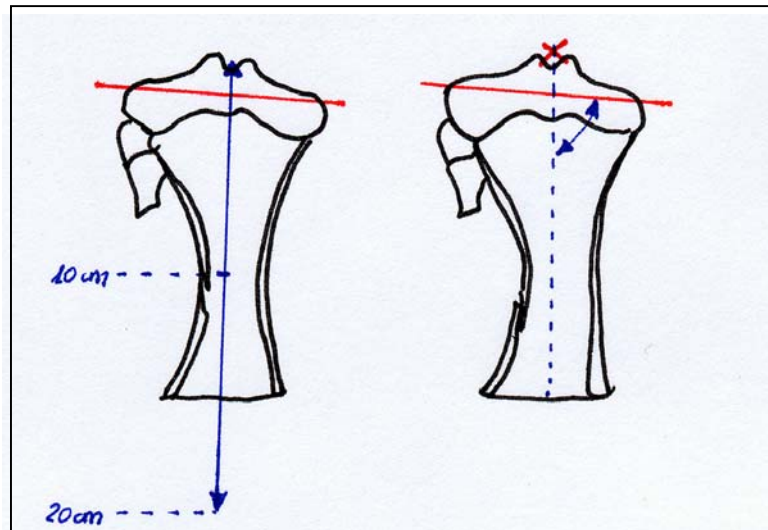
La mayor magnitud del VR obtenida de las mediciones radiológicas del ángulo fémoro-tibial mecánico con respecto al ángulo fémoro-tibial anatómico es debida al importante varismo cérvico-cefálico de la cabeza femoral ( ángulo cérvico diafisario medio :  $44^{\circ}$  ).

El ángulo epifisario resulta negativo en todos los especímenes indicando un varismo tibial constante. La diáfisis tibial también presenta un varismo



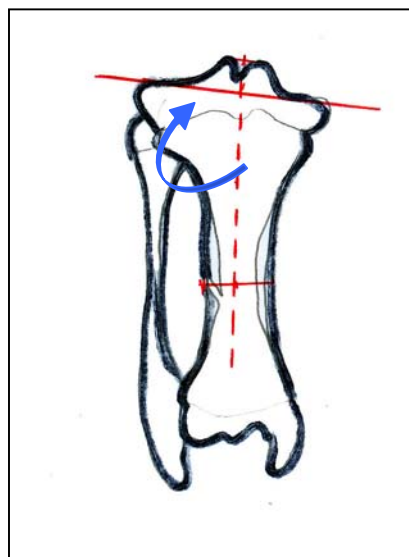
El ángulo alfa toma un eje tibial trazado entre los puntos medio paralelos a 10 y 20 cm la superficie articular y tampoco puede aplicarse en cerdos por su menor longitud y porqué no se dirige al centro de rodilla.

El ángulo beta se calcula mediante el trazado del eje tibial en el extremo de la pieza y no a 20 cm de la superficie articular ya que las muestras son más cortas. Se observa que no es apto para su aplicación en rodillas de cerdo ya que no evalúa la curvatura de la diafisis tibial del cerdo e interpreta un valgismo falso( Figura 28).



**Figura 28.** Trazado de ángulos tibiales proximales alfa y beta.

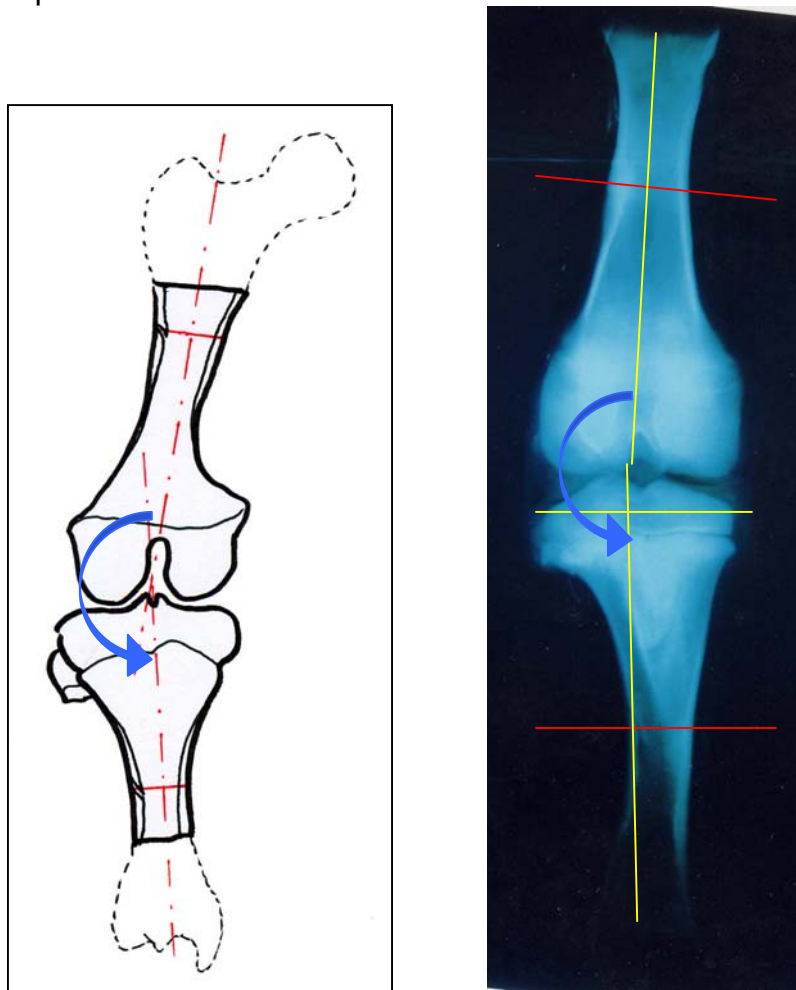
En su lugar obtenemos el eje tibial específico (Figura 29) a partir del trazado entre el punto medio diafisario a nivel de la entrada de la arteria nutricia y el punto medio de las espinas tibiales. Con este eje y el transversal articular de la tibia obtenemos el ángulo tibial externo adaptado que demuestra un valgismo constante.



**Figura 29.** Eje tibial específico, para la evaluación tibial de muestras animales.



El ángulo fémoro-tibial modificado (Figura 30) usa el eje de femoral y el tibial con las modificaciones descritas y se mide en la vertiente externa y también presenta un varismo constante.

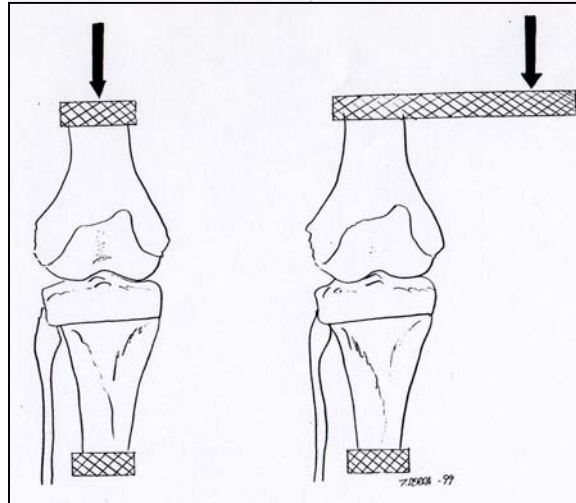


**Figura 30.** Ángulo fémoro-tibial modificado; esquema y trazado en radiografía.

Si comparamos el ángulo fémoro-tibial modificado obtenido en las muestras preparadas para el estudio mecánico con el anatómico y el mecánico, presenta mayores similitudes con el primero. Los ángulos femoral distal y tibial proximal permiten evidenciar los cambios aparecidos por las fracturas en los estudios de carga.

### 3.2 DESARROLLO DEL BASTIDOR MECÁNICO

Para establecer la idoneidad del bastidor mecánico en la transmisión de cargas diseñamos un estudio preliminar consistente en la aplicación de cargas axiales centradas o colineares y excéntricas o no colineares en muestras animales (Figura 31).



**Figura 31.** Cargas axiales centradas y excéntricas

#### 3.2.1 Muestras

Se utilizan extremidades posteriores de cerdo conservadas y diseccionadas como se expone con anterioridad a las que no practicamos osteotomía valguizante ni osteosíntesis.

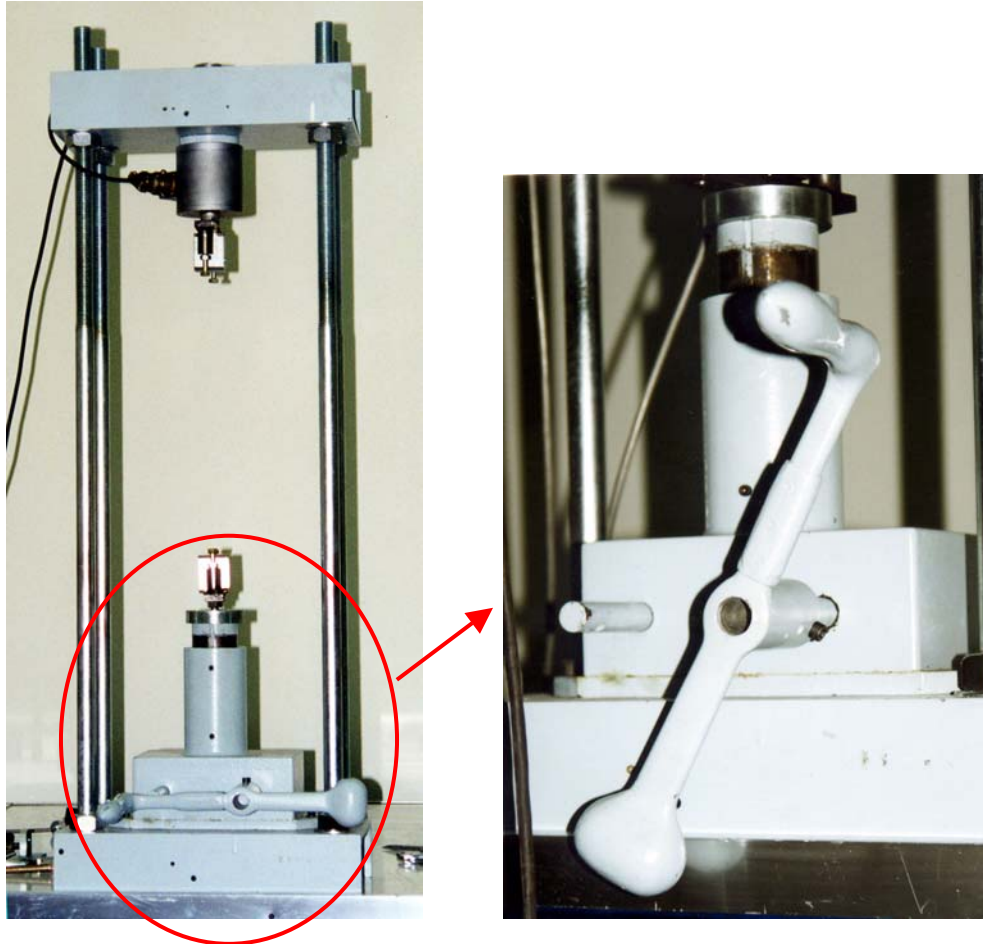
#### 3.2.2 Bastidor mecánico

Desarrollamos un prototipo de bastidor mecánico que permite la aplicación de cargas axiales puras y cargas excéntricas.

Utilizamos una máquina de ensayos universal que posee dos cabezales colineares, el superior es fijo y el inferior móvil (Figura 32). El desplazamiento del inferior se consigue mediante manivela.

Existen 4 barras laterales que unen los cabezales superior e inferior y poseen libertad de desplazamiento longitudinal para adaptarse al tamaño de la muestra animal ( 31 cm) y humana ( 35 cm).





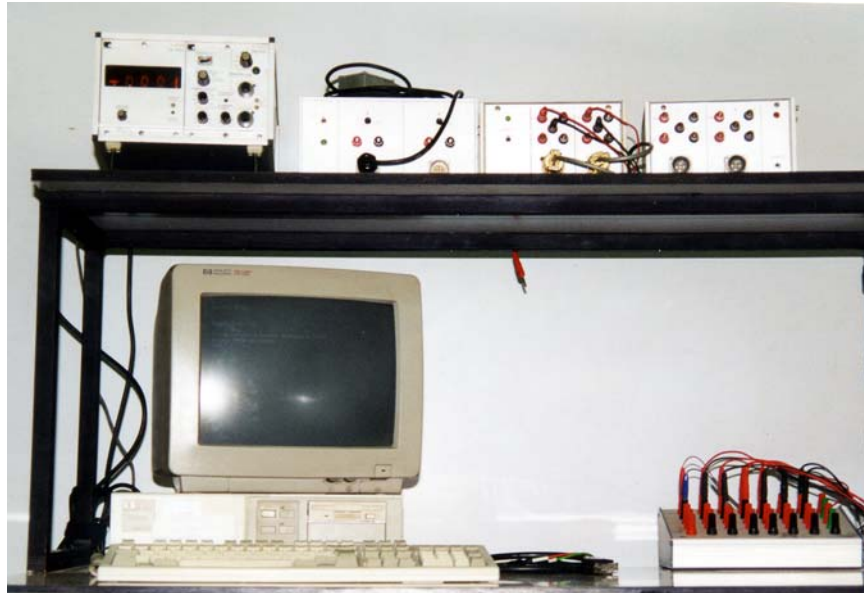
**Figura 32.** Máquina de ensayos. Detalle: cabezal inferior móvil a manivela.

La máquina está dotada de 1 captador de fuerza extensiométrico de 20.000 Newton ( Nw ) aplicado en el cabezal superior ( Lerma-ETSIEB-UPC). Los dos captadores de desplazamiento potenciométricos (Novotechnik) se adaptan al soporte que contiene la muestra (Figura 33).



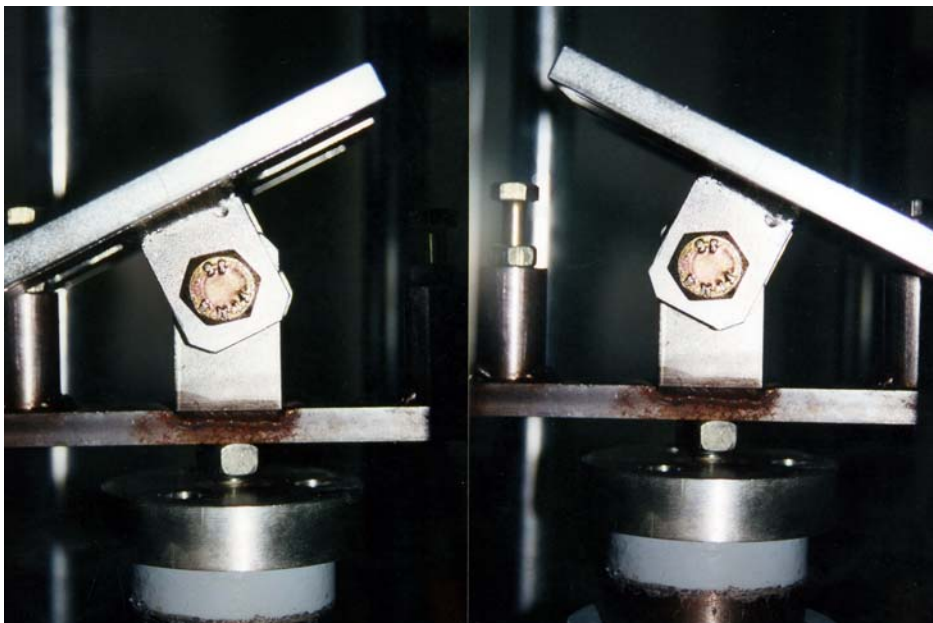
**Figura 33.** Captadores de fuerza y desplazamiento

Los captadores de fuerza y desplazamiento descritos se conectan a una caja de conexiones (Lerma-ETSIEB) y ésta a un PC con tarjeta analógica digital para el tratamiento de los datos ( ETSIEB), realización de cálculos y obtención de gráficas (Figura 34). Se procede a una calibración previa de los captadores antes de realizar las mediciones.



**Figura 34.** Caja de conexiones, calibrador y PC

A ambos cabezales se aplican sendas rótulas (Figura 35) con libertad de movimiento en un solo plano ( lateral ) que posteriormente se puede anular una vez adaptada a la angulación o valgusismo de la muestra. La función de éstas es permitir un giro libre alrededor del eje transversal e impedir el giro en el eje ántero-posterior para eliminar la flexión de la rodilla.



**Figura 35.** Rótulas adaptadas al cabezal inferior, libertad de movimiento en un plano

Encima de las rótulas se montan las cazoletas y están dotadas de un sistema de calibración en su base que permite aplicar excentricidad si se desea (Figura 36) con un rango de  $\pm 25$  mm.



**Figura 36.** Cazoletas y sistema de calibración de posible excentricidad.

Las cazoletas proximal y distal contienen los extremos de las muestras y sirven de anclaje para los captadores de desplazamiento mediante unas prolongaciones laterales.

La adaptación de las muestras a la máquina de ensayos se realiza mediante un sistema de anclaje endomedular y extramedular (Figura 37).

El sistema extramedular está compuesto por una cazoleta de acero F-1120 (UNE 36.011). Las cazoletas constan de una platina atornillada a la rótula y de un cilindro que aloja los extremos diafisarios de la muestra. El superior o femoral tiene una longitud de 60 mm y el inferior o tibial tiene un tamaño de 100 mm. El cilindro posee una corona de tornillos distribuidos a  $120^\circ$  de su perímetro y confluentes en el eje longitudinal, su función es la de centraje, orientación y sujeción de los extremos diafisarios de las muestras.

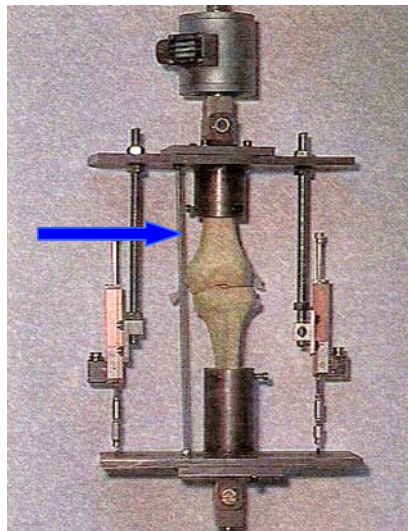
El sistema endomedular consiste en un centrador metálico de punta troncocónica e intercambiable de 8, 10, 12 y 14 mm de diámetro se aloja en el interior de la cavidad medular tibial y femoral. Este centrador se atornilla a la base del cilindro sin excentricidad.



**Figura 37.** Sistemas de anclaje extramedular ( cazoleta ) y endomedular ( centradores)

El ajuste de las muestras a las cazoletas va precedida por la colocación de una placa metálica en la base de los cilindros que facilita la extracción después de la prueba mecánica que provoca una impactación de las muestras.

Se coloca un tensor lateral para contrarrestar la falta de contacción muscular durante la aplicación de cargas lateralizadas, consistente en una varilla roscada excéntrica localizada a 50 mm del eje central longitudinal en el lado peroneal o externo de la rodilla (Figura 38).



**Figura 38.** Detalle de tensor lateral aplicado en la vertiente externa de la rodilla.

### 3.2.3 Ensayos mecánicos

Se realizaron 11 test mecánicos de compresión con aplicación de cargas axiales con distintos valores de excentricidad y libertad de movimiento de las rótulas superior e inferior durante el test.

### **3.2.4 Resultados**

La aplicación de cargas provocó una importante tendencia al VR de la unidad ósteo-tendinosa, anulación del sistema de aplicación de fuerza e incapacidad para producir la fractura en la muestra en todos los valores de lateralización.

El tensor lateral externo se dobló y no fue capaz de contrarrestar las fuerzas aparecidas.

El movimiento de las cazoletas durante la aplicación de cargas resultó ser inadecuado ya que se producían elevadas tensiones en los puntos de anclaje de la muestra ( regiones diafisarias ) y desplazamiento de la línea de aplicación de fuerza fuera de la rodilla.

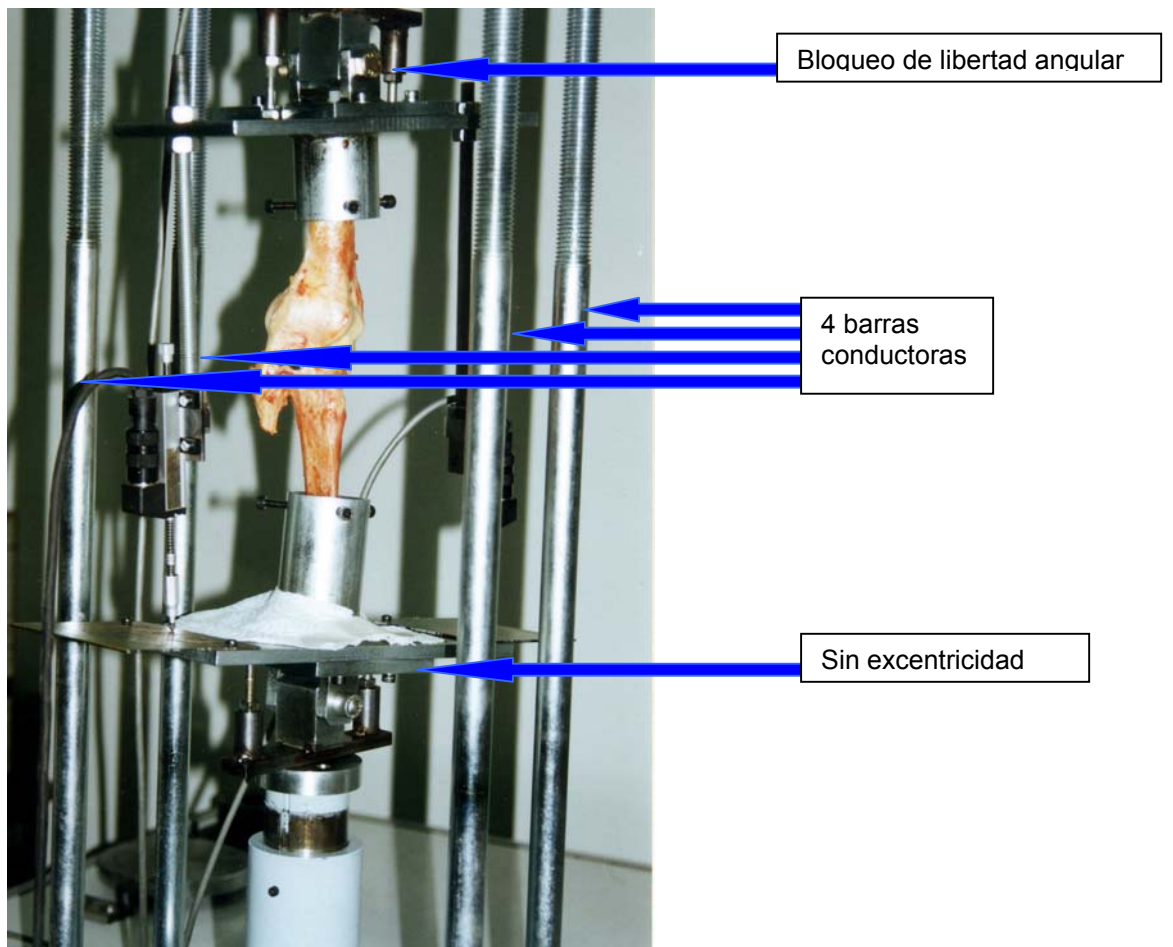
### **3.2.5 Modificaciones del bastidor**

Abandonamos la aplicación de cargas axiales excéntricas ya que no conseguimos realizar test destructivos es decir, fractura ósea en las muestras.

Introducimos un conjunto de modificaciones en el bastidor definitivo (Figura 39) consistentes en:

- ✓ La excentricidad se elimina por el montaje de las cazoletas en el punto cero de la escala milimetrada.
- ✓ Eliminación del tensor lateral e introducción de 4 barras laterales de conducción de los cabezales que los unen y “conducen” el desplazamiento impidiendo angulaciones.
- ✓ La libertad de movimiento de las cazoletas en el plano lateral durante la aplicación de carga axial se elimina mediante tornillos autobloqueantes alrededor de la rótula y que se fijan una vez montada la pieza de estudio.





**Figura 39.** Bastidor definitivo: cargas axiales sin excentricidad, barras conductoras laterales y bloqueo de la libertad angular durante la realización de la prueba.

### **3.3 CORRELACIÓN ENTRE LA RESISTENCIA MECÁNICA Y LA DENSIDAD MINERAL ÓSEA**

Para establecer la correlación entre el comportamiento mecánico de una unidad ósteotendinosa de rodilla animal y la densidad mineral ósea diseñamos un estudio preliminar consistente en la aplicación de cargas axiales en muestras animales hasta el fracaso del sistema o fractura ósea y su correlación con la densidad mineral ósea.

#### **3.3.1 Muestras**

Se utilizan 5 extremidades posteriores de cerdo conservadas y diseccionadas como se expone con anterioridad a las que no practicamos osteotomía valguizante ni osteosíntesis.

Obtenemos de cada muestra un fragmento óseo de la metáfisis distal de 2 cm de longitud que utilizamos para el estudio densitométrico mediante un absorbímetro radiológico de doble energía, modelo QDR 1000 ( Holologic INc. , Waltham , MA ) con ventana de elevada resolución ( 300 x 180 ). Las muestras son testadas directamente sin ser sumergidas en medio líquido. Se obtienen valores de área (  $\text{cm}^2$  ), cantidad de calcio ( gr ) y densidad media (  $\text{gr} / \text{cm}^2$  ).

#### **3.3.2 Test mecánico**

Utilizamos el bastidor mecánico con las modificaciones descritas anteriormente. Se aplica carga axial progresiva en el eje longitudinal del espécimen ( compresión axial pura ) a velocidad de 0.25 mm / sg hasta conseguir el fracaso del sistema o fractura ósea.

Se construyen gráficas de fuerza/desplazamiento (N/mm) con tabulación uniforme a partir de los datos registrados por los captadores y analizados informáticamente. En el eje Y de las gráficas se expresan los valores de fuerza (F) entre 0-10.000 Newton y en el eje X el desplazamiento expresado en milímetros ( 0-24 mm ). El cociente fuerza/ mm en la vertiente de la gráfica con pendiente uniforme indica la rigidez de la pieza de estudio (Hamer 1996).

#### **3.3.3 Resultados densitométricos**

Los resultados densitométricos en la proyección cráneo-caudal se exponen en la Tabla IV.

Muestra	Area ( cm <sup>2</sup> )	BMC ( gr )	BMD ( gr/cm <sup>2</sup> )
1	12.99	10.0	0.76
2	11.62	7.95	0.68
3	11.74	7.66	0.65
4	13.08	9.03	0.69
5	13.98	9.94	0.71

**Tabla IV.** Valores densitométricos en muestras animales.

Donde se obtienen unos valores medios:

Valor medio de área : 12.68 cm<sup>2</sup>. Rango: 11.62-13.98.

Valor medio de cantidad de calcio - BMC : 1.888 gr. Rango : 7.66-10.

Valor medio de densidad - BMD : 0.698 gr / cm<sup>2</sup>. Rango : 0.65- 0.76.

### 3.3.4 Resultados mecánicos

Se consigue fractura ósea en los 5 especímenes y gráficos de fuerza /desplazamiento (Figura 40).



**Figura 40.** Gráfico de fuerza-desplazamiento, con 2 pendientes de la curva: Zona I representada por la línea verde y Zona II por la línea naranja. El pico máximo de fuerza se señala por la flecha roja.



En las gráficas de fuerza/desplazamiento obtenidas se observa una morfología de la curva con 2 pendientes o zonas bien diferenciadas:

Zona I . Primer ascenso de la curva con pendiente poco marcada hasta un valor cercano a los 2000 Nw ( rango 1400-2200N) seguida en ocasiones por una meseta. Expresa el comportamiento mecánico del cartílago articular y meniscos ( disipación de fuerzas ) además de la absorción de energía por la pieza.

Zona II . Posteriormente aparece un nuevo ascenso de la curva con pendiente más verticalizada. Corresponde a la carga del hueso. En esta zona se puede medir la rigidez mediante la fracción N/mm en un tramo con pendiente uniforme.

El pico máximo de fuerza dibuja una inflexión marcada a partir de la cual a pesar de aumentar la compresión axial, las lecturas de fuerza ( N ) decrecen presentando una pendiente negativa en el gráfico ( el sistema se “descarga” ). Este pico o inflexión de descarga del sistema corresponde a la aparición de fractura en el espécimen.

Valores obtenidos:

El pico máximo de fuerza aplicada se sitúa alrededor de 8.000 N con rango 7.200 - 9.000 N.

La lectura de deformación media hasta la aparición del pico máximo de fuerza es de 13,5 mm con rango 7 - 17,5 mm.

Equiparamos en cada muestra la densidad mineral ósea y las lecturas de pico máximo de fuerza y rigidez obtenidas por el cociente fuerza en Newton (N) y desplazamiento en milímetros ( mm ) en la Tabla V.

Muestra	Pico máximo Fuerza ( N )	BMD ( gr/cm <sup>2</sup> )	Rigidez (N/mm)
1	9000	0.76	1216
2	7200	0.68	1666
3	6400	0.65	1400
4	7600	0.69	1212
5	7400	0.71	1200

**Tabla V.** Correlación entre los valores mecánicos de cada pieza y su determinación densitométrica.

Observamos una gran correlación entre la densidad mineral ósea y el resultado mecánico obtenido. El cálculo del cociente de correlación de la rigidez y BMD corresponde a 1650 con una variabilidad de  $\pm 45$ . En el cálculo del cociente de correlación entre el pico máximo de fuerza y la BMD es igual a  $10.700 \pm 900$ .

### **3.3.5 Conclusiones**

Los valores de densidad mineral ósea poseen una estrecha correlación con el comportamiento mecánico ( pico máximo de fuerza y rigidez ) en unidades ósteo-tendinosas de rodilla cuando se aplica una carga axial pura.

La aparición de fractura ósea en la muestra de estudio se refleja en la gráfica de fuerza desplazamiento por una marcada inflexión de la curva que definimos como pico máximo de fuerza.

La morfología de la curva de fuerza-desplazamiento es similar en especímenes que conservan la articulación de la rodilla respecto al descrito en fragmentos óseos sin superficies articulares.

### **3.4 INFLUENCIA DE LA CONSERVACIÓN EN EL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE MODELOS ANIMALES**

Existen numerosas referencias en la literatura que afirman que un proceso de congelación-descongelación no modifica el comportamiento mecánico de segmentos óseos ni preparaciones anatómicas íntegras. Sin embargo no conocemos el efecto de varios procesos de congelación en una pieza articular que conserva inserciones ligamentosas y cartílago articular.

Para ello diseñamos el último estudio preliminar que pretende demostrar que los procesos repetidos de congelación y descongelación no alteran el comportamiento mecánico de unidades ósteo-tendinosas de rodilla porcina. Realizamos un estudio mecánico–radiológico con cargas axiales hasta la fractura en tres grupos sometidos a diferentes números de congelaciones y descongelaciones.

#### **3.4.1 Metodología**

9 unidades ósteo-tendinosas de rodilla de cerdo diseccionadas y conservadas como se expone con anterioridad hasta conseguir piezas de estudio uniformes de 31 cm de longitud.

Se establecen 3 grupos de estudio ( 3 muestras por grupo ) definidos por el número de ciclos de congelación descongelación a que son sometidos. Definimos ciclo de congelación–descongelación como el proceso comprendido por la congelación a  $-20^{\circ}\text{C}$  durante una semana y descongelación a temperatura ambiente durante 4 horas.

- Grupo I o control : 1 ciclo de congelación - descongelación antes de la realización del estudio mecánico.
- Grupo II : 3 ciclos de congelación – descongelación.
- Grupo III : 5 ciclos de congelación – descongelación.

El estudio mecánico a que son sometidas las muestras consiste en carga axial progresiva hasta producir fractura. Se obtienen curvas de fuerza - desplazamiento ( Newton / milímetros ).

Se realiza un estudio radiológico con proyección pósterio-anterior de la muestra ósea después del estudio mecánico para el análisis y localización de las fracturas con aplicación de las mediciones expuestas previamente.

### 3.4.2 Resultados del estudio mecánico

En todos los especímenes se consigue fractura ósea. Las curvas de fuerza / desplazamiento están caracterizadas por la aparición de una doble pendiente o Zona I y Zona II, la segunda más verticalizada. Después de esta última se registra una marcada inflexión o pico máximo de fuerza seguida de un descenso o descarga del sistema.

Se analizan los valores máximos de fuerza o pico de fuerza alcanzados en cada muestra y las lecturas de desplazamiento que se corresponden con dicho pico. Se calcula la rigidez de las muestras mediante el cociente fuerza/desplazamiento expresado en Newton/milímetro (Tabla VI) .

Grupo	Pico de fuerza (N)	Desplazamiento (mm)	Rigidez N/mm	Valores medios de grupo
I				
p-9	7600	11	1212	Pico=6966N
p-15	5900	11	1086	Desplazamiento=11,3mm
p-16	7400	12	1200	Rigidez=1166
Grupo II				
p-11	9800	17	750	Pico=9400
p-12*	3000	13	400	Desplazamiento=16mm
p-13	9000	15	1200	Rigidez=975
Grupo III				
p-10	8400	13	950	Pico=7333N
p-14	7200	18	1600	Desplazamiento=12,3mm
p-17	6400	6	1400	Rigidez=1316

**Tabla VI.** Valores mecánicos de las muestras sometidas a 1 proceso de congelación (Grupo I), 3 procesos (Grupo 2) y 3 procesos de congelación-descongelación (Grupo III).

\*Muestra no válida, por aparición de fractura a nivel de la diáfisis tibial provocada por un centrador endomedular inadecuado.

La pendiente que muestran las curvas obtenidas es superponible en los 8 casos.

### 3.4.3 Resultados del estudio radiológico

Se obtienen fracturas en todas las muestras. Aparecen a nivel metafisario ( femoral o tibial ) y a nivel de la diáfisis provocadas por la corona de tornillos usada como sistema extramedular de fijación.

Las mediciones radiológicas efectuadas a las muestras constatan que el ángulo femoral distal permite evidenciar los cambios aparecidos por las fracturas en los estudios de carga, es válido y reproducible después del test

mecánico. El ángulo tibial proximal se modifica de forma más aleatoria con las fracturas metafisarias tibiales.

El ángulo fémoro-tibial externo muestra un varismo constante en todas las muestras después del test mecánico. Sin embargo todas las piernas de cerdo presentan un varismo marcado ( entre 0 y 8° de varismo ) como puede observarse en la tabla descriptiva de los valores angulares del apartado de radiología de modelos animales íntegros. En todo caso el fallo por compresión nunca produce un valgismo importante.

La localización a nivel metafisario tibial (Figura 41) es la más frecuente apareciendo en todos los especímenes del grupo I y de forma variable en los demás grupos ( II y III ). Creemos que la osteotomía del peroné debilita el segmento distal por lo que las fracturas aparecen con mayor frecuencia en este punto.

Las fracturas provocadas por el bastidor mecánico a nivel de la diáfisis y debidas a la corona de tornillos (Figura 42) aplicada en la fijación extramedular aparecen en todos los casos excepto en uno ( grupo III ) . Se asocian a un importante varismo producido en la pieza durante el test de compresión apareciendo antes de las fracturas metafisarias. La formación de fracturas por la corona de tornillos no se asocian a una descarga del sistema que aparece asociada a la fractura de la metáfisis (Tabla VII).

Muestra	Grupo	Distal fémur	Tibial Prox.	FT modificado	Fracturas: localización
p-9	1	92	94	190	Aplastamiento metafisario tibial + fractura corona
p-15	1	92	90	186	Aplastamiento metáfisis tibial + fractura corona
p-16	1	90	90	178	Aplastamiento metáfisis tibial + fractura corona femoral
p-12	2	98	90	185	Aplastamiento metáfisis femoral + fractura corona
p-13	2	92	96	192	Epifisiolisis tibial + aplastamiento metafisario femoral + fractura corona
p-10	3	90	90	185	Aplastamiento metafisario tibial
p-14	3	94	94	188	Aplastamiento metafisario femoral + fractura corona
p-17	3	82	84	176	Fractura metafisaria femoral + aplastamiento metafisario tibial + fractura corona

**Tabla VII.** Mediciones angulares y descripción radiológica de las fracturas de las muestras sometidas a 1 proceso de congelación (Grupo I), 3 procesos (Grupo II) y 5 procesos de congelación-descongelación (Grupo III).



**Figura 41.** Fractura metafisaria corona de tornillos



**Figura 42.**Fractura de

#### 3.4.4 Conclusiones

Utilizamos como grupo control el grupo I como se recoge en la bibliografía. Los valores medios de pico de fuerza y desplazamiento así como la rigidez obtenida no presentan diferencias significativas en los tres grupos. La pendiente de la curva obtenida aparece inmodificada en los 3 grupos.

La osteotomía de peroné contribuye en la mayor frecuencia de aparición de fracturas a nivel metafisario tibial.

Procesos repetidos de congelación - descongelación no modifican las características mecánicas pico de fuerza y de rigidez de las muestras ni morfología de las curvas de fuerza / desplazamiento.

El patrón de fractura ósea y su localización tampoco muestran diferencias significativas entre el grupo control ( I ) respecto al grupo II ( 3 ciclos ) y grupo III ( 5 ciclos de congelación - descongelación ). Las mediciones angulares son poco representativas de los cambios aparecidos en los tres grupos.

## **4.MATERIAL Y MÉTODOS**

Estudio prospectivo densitométrico, radiológico y biomecánico realizado en modelos experimentales de rodillas humanas sometidas a osteotomía tibial valgizante de sustracción externa y utilizando 4 tipos de osteosíntesis: 2 tornillos canulados aplicados en la vertiente externa de la tibia, 2 tornillos canulados aplicados en la vertiente interna de la tibia, lámina-placa y fijador externo tipo Hoffmann I.

#### **4.1 OBTENCIÓN, SELECCIÓN Y PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS HUMANAS**

Utilizamos 33 extremidades inferiores humanas de las cuales 12 rodillas humanas se obtienen a través del Servicio de Cirugía Vascular del Hospital del Mar-IMAS y del Servicio de Cirugía Vascular del Hospital Clínic de Barcelona procedentes de amputaciones supracondíleas por patología isquémica y 21 unidades ósteo-tendinosas de rodilla humana proceden de cadáver obtenidas en el Departamento de Anatomía Humana de la Cátedra de Anatomía de la Universidad Central de Barcelona, Cátedro Prof. Ruano con la colaboración del Prof. P.Golanó Álvarez.

Los criterios de exclusión para las muestras son la presencia de patología fracturaria reciente o antigua en fémur o tibia, infecciosa ( osteítis ) o cirugía ósea previa. Se desestiman las piezas que presentan valgismo es decir, un ángulo fémoro-tibial anatómico externo inferior a  $175^{\circ}$ , valores densitométricos inferiores a  $0.4 \text{ g/cm}^2$  o inestabilidad ligamentosa mayor por lesión en ligamento lateral interno o externo. En el caso de amputaciones se ha solicitado un consentimiento informado escrito previo a la intervención quirúrgica.

De ellas, 13 han sido seleccionadas para el estudio por cumplir los requisitos necesarios, 1 procedente de amputación y el resto de cadáver.

El principal motivo de exclusión de las muestras con patología vascular ha sido la descalcificación masiva observada en insuficiencia arterial crónica. Respecto a las rodillas de cadáver no se han podido incluir algunas muestras por la existencia de lesión masiva de los ligamentos laterales.

En el caso de las rodillas obtenidas por amputación supracondílea la disección se ha realizado en el mismo quirófano o en la sala de disecciones del Servicio de Anatomía Patológica en un plazo inferior a 6 horas después de la cirugía. Las muestras procedentes del Departamento de Anatomía Humana se han conservado por congelación a  $-20^{\circ} \text{ C}$  durante un periodo inferior a 2 meses en todos los casos antes de incluirse en el estudio.

Preparación definitiva de las rodillas se realiza en fresco ( amputaciones ) o después de su descongelación a temperatura ambiente durante 2-3 horas sin inmersión en agua.

Se procede a la disección de las unidades ósteo-tendinosas según la siguiente disección :

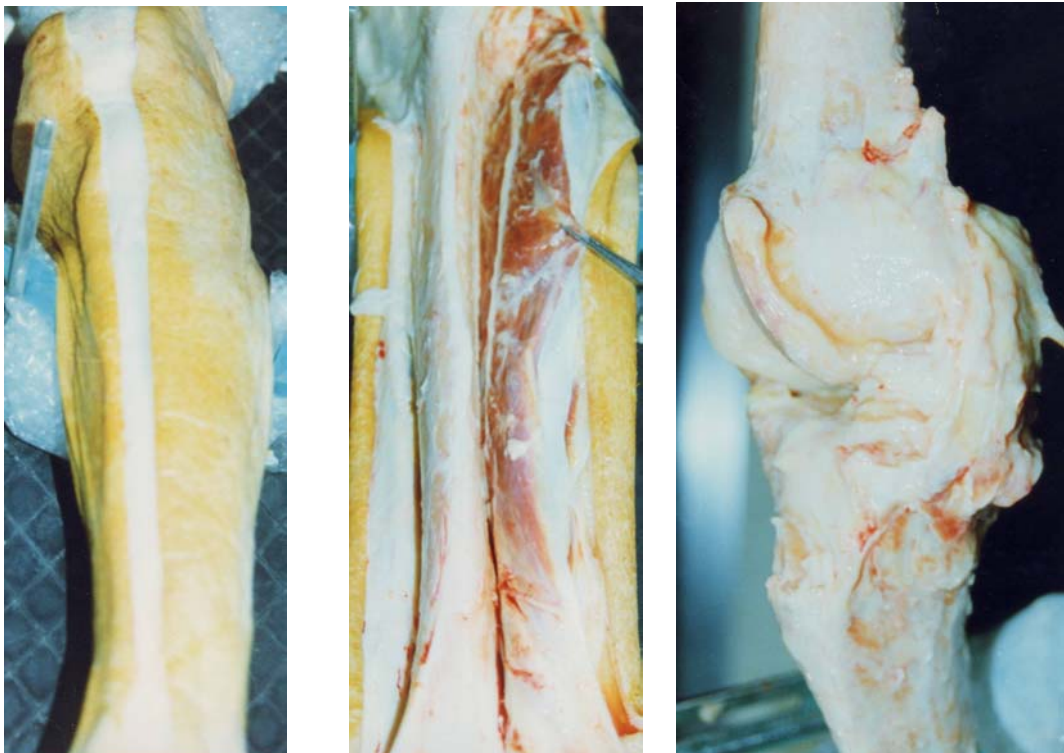


Ablación de las inserciones musculares de diáfisis y metáfisis femoral y tibial y conservación de la integridad del sistema cápsulo-ligamentoso de la rodilla con excepción del aparato extensor.

La pieza final conserva la articulación de la rodilla y sus elementos estabilizadores: cartílago, meniscos y ligamento transverso intermeniscal, ligamentos cruzados aunque éstos no se hallan presentes en todos los casos, ligamento lateral externo con su inserción en la cabeza de peroné y cápsula articular tibio-peronea superior, ligamento lateral interno ( LLI ) incluida su porción superficial que desciende por la vertiente interna tibial unos 5-6 cm, porción distal del semimembranoso, pes anserina, cápsula posterior y porción intracapsular del tendón del músculo poplíteo.

Se eliminan las partes blandas diáfiso-metafisarias ( músculos, tabiques intermusculares, paquetes vásculo-nerviosos, membranas interóseas , periostio ). Se sacrifican el tendón rotuliano a nivel de la tuberosidad tibial anterior y la rótula junto con la grasa pericapsular, sinovial y alerones rotulianos( Figura 43).

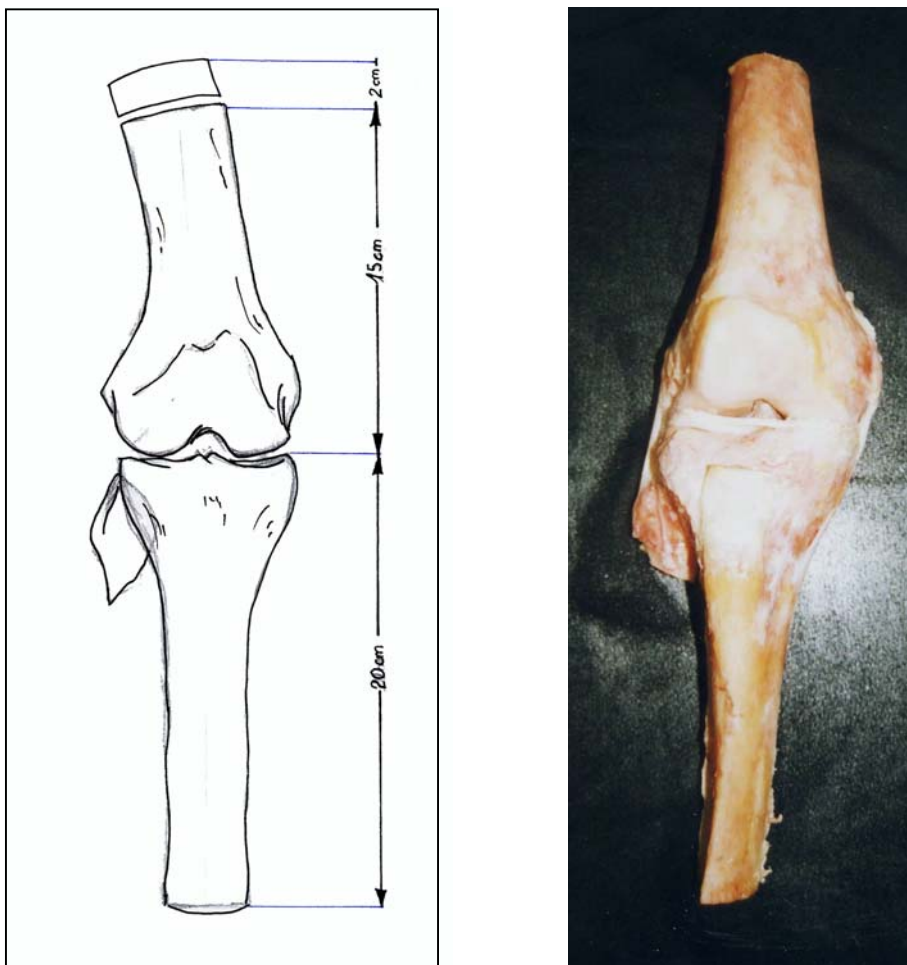
La exéresis del periostio es especialmente exhaustiva en los extremos diafisarios para conseguir un anclajes óseos en la máquina de testaje correcto y en la región supratrocLEAR donde se realiza la numeración de la pieza



**Figura 43.** Detalles de disección anatómica

Además, se practica una sección perpendicular de la diáfisis a nivel femoral a 15 cm de la superficie articular y tibial a 20 cm de la superficie articular de forma que las unidades ósteo-tendinosas poseen un tamaño uniforme de 35 cm. Se realiza una osteotomía a nivel del cuello del peroné a unos 5 cm de la interlínea articular para evitar la lesión de la inserción del ligamento lateral externo y de la cápsula articular tibio-peronea superior.

Se obtiene un cilindro o fragmento óseo de 2 cm de longitud procedente de la diáfisis femoral inmediatamente proximal a la osteotomía diafisaria. Se utiliza para realizar el estudio densitométrico y corresponde siempre al mismo nivel anatómico es decir el tercio distal diafisario del fémur (Figura 44).



**Figura 44.** Esquema e imagen de las secciones diafisarias de la pieza de estudio.

Previa introducción en bolsas de plástico transparentes y selladas las muestras se congelan a  $-20^{\circ}$  centígrados por separado y en extensión de la rodilla. Cada bolsa posee una identificación numérica progresiva asignada por orden cronológico de obtención que corresponde a la rotulada en la misma pieza a nivel de la región supratroclear sobre hueso desperiostizado. Los cilindros óseos diafisarios se embolsan a parte y se identifican con la misma numeración que la rodilla de la que proceden.

## 4.2 ANÁLISIS DENSITOMÉTRICO

Se realiza la medición densitométrica ( BMD ) de los cilindros de diáfisis femoral de todas las muestras humanas (33).

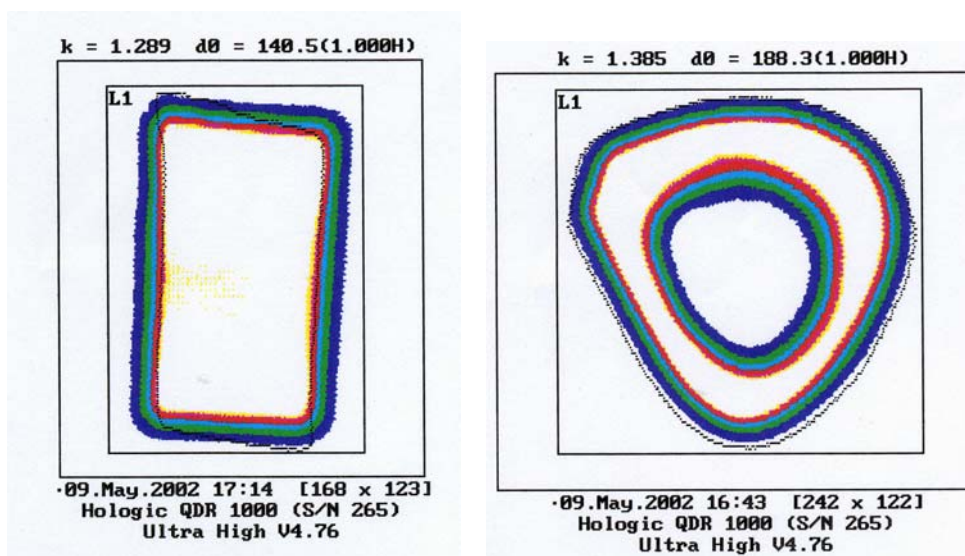
Esta determinación se ha realizado mediante un aparato DEXA o absorbímetro radiológico de doble energía , modelo QDR 1000 ( Hologic Inc., Waltham, MA ) con ventana de elevada resolución ( 300 X 180 ) y modo lumbar en el Servicio de Reumatología del Hospital de la Esperanza ( Barcelona ) gracias a la colaboración de Dr. M. Ciria Recasens.

Las muestras son conservadas por congelación hasta el momento de su análisis densitométrico que se ha realizado en seco previa descongelación a temperatura ambiente. Posteriormente a dicho estudio los fragmentos óseos son desechados (Figura 45).



**Figura 45.** Fragmento óseo empleado para el análisis densitométrico

Las mediciones realizadas incluyen una proyección ántero-posterior y cráneo-caudal (Figura 46) .



**Figura 46.** Proyecciones densitométricas ántero-posterior y cráneo-caudal

Se obtienen valores de área ( $\text{cm}^2$ ), cantidad de calcio (gr) y densidad media expresada en  $\text{g}/\text{cm}^2$ . La primera constituye la medición estándar utilizada en clínica. La proyección cráneo-caudal evalúa además la cantidad de tejido esponjoso de las muestras.

El estudio de la densidad mineral ósea (BMD) permite desestimar las muestras que presenten unos valores anómalos independientemente de la edad o sexo. Se ha determinado como valor mínimo para ser incluido en el estudio  $0.4 \text{ g} / \text{cm}^2$  en la proyección cráneo-caudal.

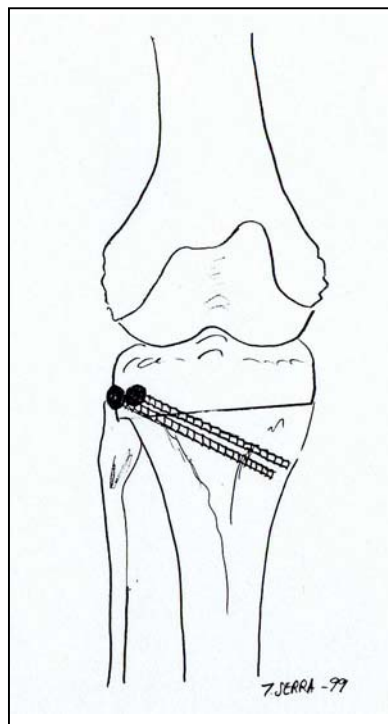
### 4.3 OSTEOTOMÍA Y OSTEOSÍNTESIS

En la sala de necropsias del Servicio de Anatomía Patológica del Hospital del Mar de Barcelona y en Departamento de Anatomía Humana de la Universidad Central de Barcelona.

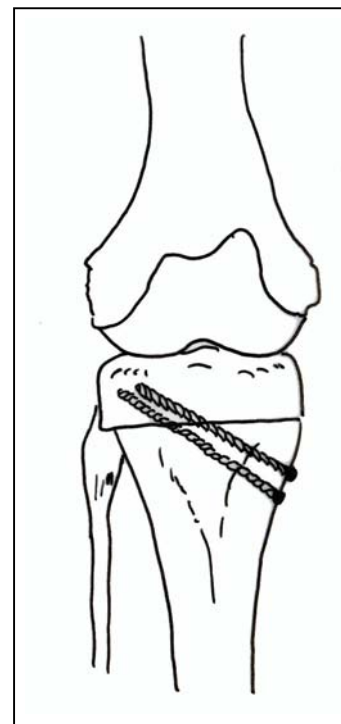
Se distribuyen las muestras de forma aleatorizada mediante tabla de aleatorización obtenida por ordenador en los 4 grupos de osteosíntesis.

Se describen 4 grupos en función de la síntesis aplicada (Figura 47):

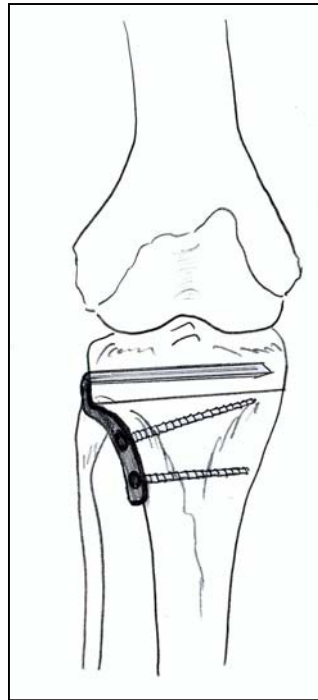
- Grupo A = tornillos canulados externos, muestras Hum-1, 8 y 9 ;
- Grupo B = tornillos canulados internos, muestras Hum-2, 3 y 10;
- Grupo C = lámina-placa, muestras Hum-4, 7 y 12; y
- Grupo D = fijador externo, muestras Hum-5, 6 y 11.



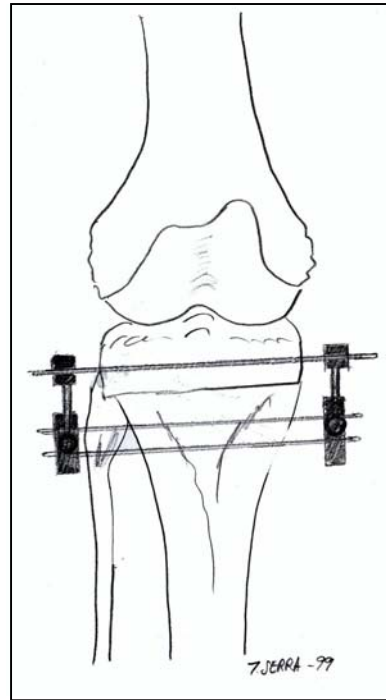
**Figura 47.a.** Grupo A:  
Tornillos canulados externos



**Figura 47.b.** Grupo B:  
Tornillos canulados internos



**Figura 47.c.** Grupo C:  
Lámina-placa



**Figura 47.d.** Grupo D:  
Fijador externo

Se procede a la osteotomía y osteosíntesis de 13 rodillas humanas previa descongelación a temperatura ambiente durante 3-4 horas.

La osteotomía tibial se realiza a nivel metafisario mediante sierra oscilante. El corte superior se practica a 2 cm de la superficie articular en los Grupos A,B y D y a 3 cm en el Grupo C paralelo a la interlínea articular. El corte distal de la osteotomía es oblicuo y confluyente con el anterior a nivel de la cortical interna de la tibia manteniendo un puente óseo medial.

La altura de la cuña diseñada no es uniforme y se traza midiendo la altura de la base en milímetros (mm) en función del ángulo fémoro-tibial de la muestra. Se realiza la medición directa con goniómetro aplicado en la superficie de la muestra sin rotación de la misma y tomando los ejes anatómicos femoral y tibial.

El cálculo utilizado es :

$$(\text{ángulo fémoro-tibial externo}^\circ - 176^\circ) + 7 = \text{altura de la base de la cuña en mm.}$$

Consideramos un valgismo fisiológico femoral de 4° y buscamos una alineación en valgo de la pieza de estudio entre 6° y 8°.

Posteriormente se realiza la exéresis de la cuña de sustracción(Figura 48), se procede al cierre de la osteotomía imprimiendo una discreta valgización de la muestra hasta conseguir la fractura del puente óseo remanente u osteoclasia interna.





**Figura 48.** Exéresis de la cuña de sustracción

Las características de implantación de las osteosíntesis son :

- Grupo A : dos tornillos canulados externos: introducidos desde la porción proximal a la osteotomía o vertiente externa y dirigidos hacia la cortical interna de la tibia con angulación media de 30°.
- Grupo B : dos tornillos canulados internos : introducidos distalmente a la osteotomía desde la vertiente interna de la tibia y dirigidos a la porción súpero – externa ( porción proximal a la osteotomía ).
- Grupo C : Lámina – placa: colocada en la cara externa de la tibia.
- Grupo D : Fijador externo tipo Hoffmann : implantado mediante dos clavos de Steinmann localizados a cada lado de la osteotomía valguizante.

Descripción de los dispositivos de fijación :

Tornillos canulados esponjosos de 6.5 mm (Smith & Nephew). Los tornillos canulados y las arandelas están fabricados con acero inoxidable ( ASTM F 138 ). Poseen un auto-aterrajado en su extremo con bordes cortantes trilabiados. Están canulados para su uso estándar con alambre guía de 3 / 32 pulgadas y tiene 3 estrías cortantes reversibles. El tornillo tiene cabeza hexagonal de 1/4 pulgada que posee una depresión donde se adapta el destornillador.

Se ha dispuesto de un total de 24 tornillos canulados de 55, 60 y 65 mm, 24 arandelas, 10 alambre guía de 3 / 32 pulgadas con punta roscada y 1 destornillador. Se han implantado mediante material específico después de la medición del tamaño adecuado.

Lámina – placa para osteotomía de autocompresión (Promédica).

Fabricados en acero inoxidable ( ASTM F 138 ). Poseen una angulación de 90°, con un desplazamiento lateral de 10 mm, todas las placas utilizadas son de 4 orificios, las longitudes de lámina utilizadas son de 40 mm ( pequeña ) o 60 mm ( grande ). Las láminas poseen unas aletas laterales que configuran un cajón de 5 mm de profundidad y 11 mm de amplitud. La placa se implanta a la cara lateral de la tibia mediante tornillos de cortical de 4,2 de la misma procedencia.

Se han adquirido un total de 6 placas de 90° de angulación y 10 mm de desplazamiento lateral de 4 orificios en la porción de la placa. Se han implantado mediante el material adecuado.

Fijador externo tipo Hoffman tipo I con base de 4 orificios, 2 bases simples y 2 bases con barra incorporada. Ha sido prestado por el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital de la Esperança, Barcelona. Se han utilizado 16 clavos transfixiantes de Steinmann de 4 x 250 mm (Promédica). Están fabricados en acero inoxidable y presentan punta constituida por tres facetas planas confluyentes siendo el resto de la estructura lisa ( sin roscado ). Se han implantado mediante motor y el fijador ha sido montado mediante llave fija .

Ningún dispositivo de osteosíntesis ha sido reutilizado en otro test mecánico.

En las primeras muestras del estudio se implantaron posteriormente a la osteosíntesis 4 marcadores óseos realizados con fragmentos de agujas de Kirschner, dispuestos a ambos lados de la osteotomía trazando un rectángulo de 5 cm de longitud x 4 cm de altura. El objeto de esta aplicación adicional fue la valoración de los cambios aparecidos a nivel de la osteotomía durante el estudio mecánico. Posteriormente los abandonamos ya que durante la compresión mecánica estos marcadores perdían contacto con el hueso y la medición de su posición relativa carecía de fiabilidad.

Una vez realizadas las síntesis las muestras son conservadas por congelación a -20° C previo embolsado ( doble bolsa de plástico sellada ) en las dependencias del Departamento de Anatomía Humana. La congelación de las piezas se realiza en extensión de la rodilla.



#### 4.4 ESTUDIO RADIOLÓGICO PREVIO AL ESTUDIO MECÁNICO

El estudio radiológico de las muestras antes de la realización de la osteotomía se ha realizado en el Servicio de Diagnóstico por la Imagen del Hospital de l'Esperança de Barcelona ( Jefe de Servicio Dr. F. Ferrer ) y en el Departamento de Diagnóstico por la Imagen del Hospital Clínico de Barcelona (Jefe de Departamento Dra. Bru) previo traslado de las muestras mediante cámara de conservación en frío.

Se realiza una proyección pósterio- anterior y perfil estrictos previo centrado con control escópico que incluyen los extremos de la muestra. La posición correcta de la unidad ósteo-tendinosa se consigue mediante el uso de soportes radiotransparentes con la tuberosidad tibial anterior dirigida al cenit y extensión de la rodilla. Se han confeccionado dos soportes de 30 x 7 x 16 cm de espuma semirígida con cobertura impermeable que permite su correcta limpieza. Se adaptan en la región diafisaria de fémur y tibia de las muestras ya que poseen una ranura central de 2 cm.

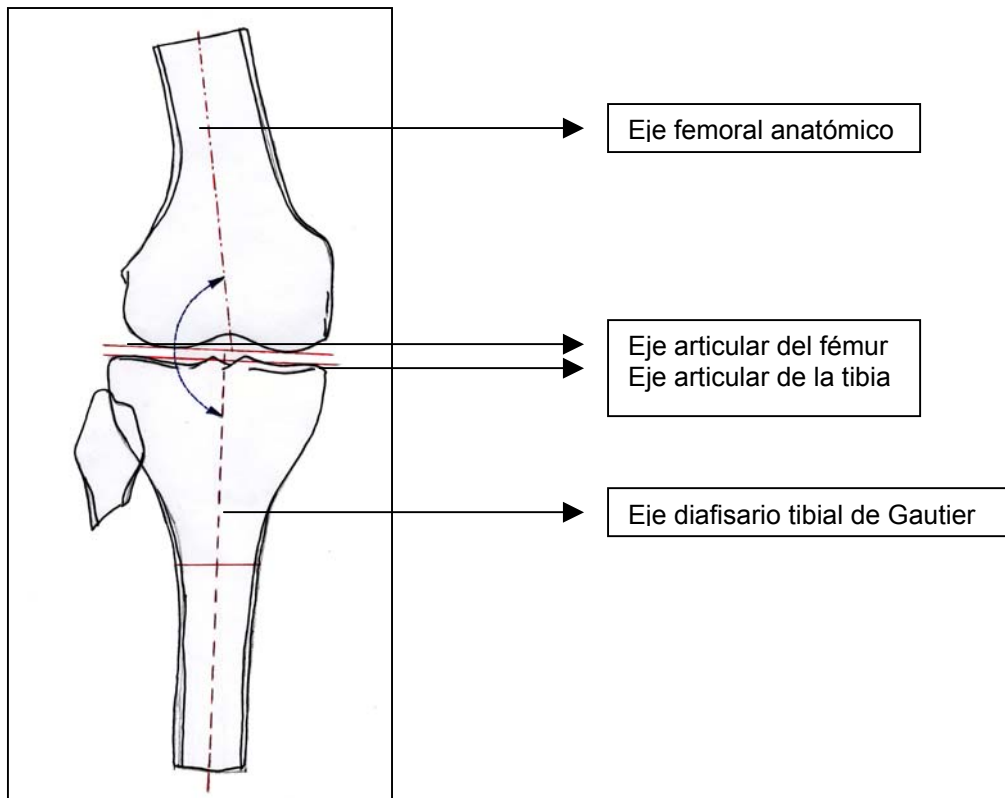
La placa radiológica utilizada es de 34 x 41 cm ( Kodak ). La distancia tubo–muestra es constante ( 135 cm ) para obtener la mínima magnificación. El aparato utilizado es Siemens –Siregraph C y las características empleadas son 57 Kv- kilovoltios, 8 mAs- miliAmperios / segundp y 40 ms – milisegundos con foco fino.

Se considera una proyección pósterio-anterior correcta cuando se visualiza la escotadura intercondílea centrada y existe un solapamiento de la cabeza peroneal y el plato tibial externo del 50 %. Los criterios de perfil estricto consisten en la superposición de los cóndilos femorales con mínimo desdoblamiento de los platillos tibiales.

En la proyección pósterio-anterior se efectúan mediciones angulares de la pieza de estudio y descripción de parámetros referentes al cierre de la osteotomía y posición de los implantes.

Mediciones de ejes (Figura 49):

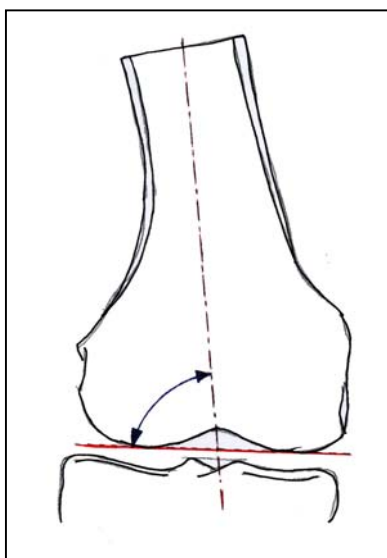
- ✓ Eje articular del fémur o línea articular femoral trazada en la parte más distal de ambos cóndilos femorales.
- ✓ Eje articular de la tibia o línea articular tibial línea tangente a la superficie de los platillos tibiales.
- ✓ Eje femoral anatómico : trazado entre punto medio diafisario a nivel del extremo de la muestra hasta el punto medio de la rodilla a nivel de la escotadura intercondílea.
- ✓ Eje diafisario tibial de Gautier (1999) trazado entre el punto medio metafiso –diafisario a 10 cm de la superficie tibial y a 20 cm de la superficie o en el extremo del a muestra.
- ✓ Eje tibial de Oswald (1993) trazado entre el centro de las espinas tibiales al punto medio diafisario en el extremo de la muestra.



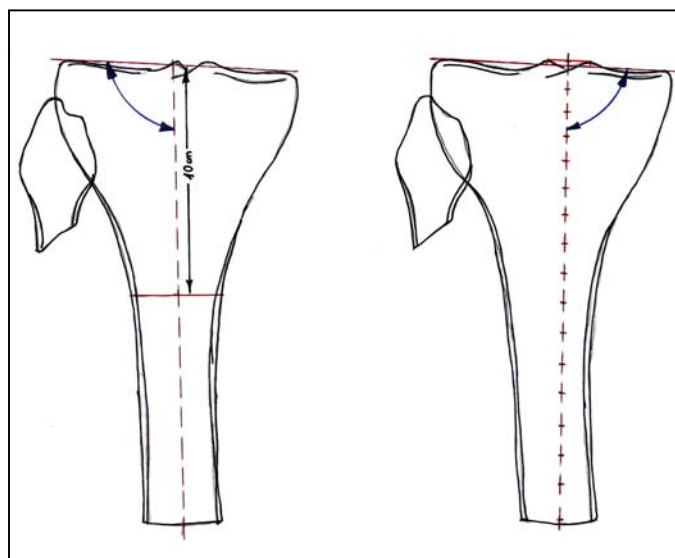
**Figura 49.** Trazado de ejes articulares y diafisarios

Mediciones de ángulos (Figura 50):

- ✓ Ángulo distal femoral lateral construido por la intersección del eje articular y anatómico femoral.
- ✓ Ángulo proximal tibial lateral o alfa por la intersección del eje articular tibial y diafisario tibial de Gautier (1999).
- ✓ Ángulo proximal tibial interno o beta por la intersección del eje articular tibial y del eje tibial de Oswald (1993).

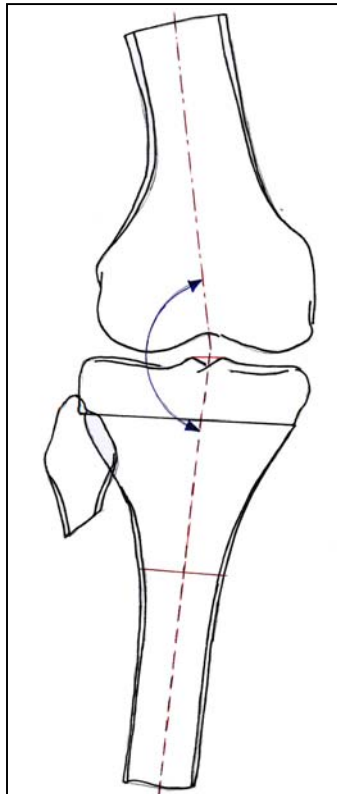


**Figura 50.a.**  
Ángulo distal femoral lateral



**Figura 50.b.** Ángulos proximales tibiales:  
alfa o lateral y beta o interno.

- ✓ Ángulo fémoro-tibial medido en la vertiente externa por la intersección del eje femoral anatómico y el eje diafisario tibial de Gautier. El valor de normoeje corresponde a  $176^\circ$  considerando los  $4^\circ$  de valgismo femoral. Valores superiores a  $176^\circ$  indican varismo de la muestra y superiores varismo (Figura 51).



**Figura 51.** Ángulo fémoro-tibial

También se evalúan la posición de la osteosíntesis y la aparición de fracturas adicionales durante su implantación, el cierre de la osteotomía, la conservación del puente óseo medial y el desplazamiento medial del segmento proximal de la osteotomía.

La correcta posición de los implantes está definida por la falta de penetración de la osteosíntesis al interior de la articulación en las proyecciones pósterio-anterior y perfil. En el caso de los tornillos canulados ( grupos A y B , proximales y distales respectivamente ) se determina la inclinación en grados angulares respecto de la osteotomía. Se considera una correcta implantación en el grupo A la inclinación entre  $25^\circ$ - $35^\circ$  y en el grupo B ligeramente superior (  $35^\circ$ - $45^\circ$ ).

El cierre de la osteotomía en la proyección pósterio-anterior se evalúa en mm de separación entre los bordes de la osteotomía, determinando si la diastasis corresponde a la vertiente medial o lateral de la misma. También se determina la superficie de contacto de la misma expresándose en el porcentaje respecto de la superficie total de los bordes óseos, considerando correcto el cierre del 80% o más de la superficie de la osteotomía.

Se define la conservación o no del puente óseo medial que corresponde a la cortical interna de la tibia a nivel del foco de osteotomía.

La medialización o desplazamiento medial del segmento proximal de la osteotomía que se asocia a la fractura de dicho puente se mide en la proyección ántero-posterior en milímetros entre las corticales internas de los bordes proximal y distal de la osteotomía.

También se realizan proyecciones radiológicas de perfil de las muestras, donde se contemplan los siguientes parámetros (Figura 52) :

Contacto óseo o cierre de la osteotomía.

Alineación de los extremos de la osteotomía, determinando la aparición de ante o recurvatum.

Decalaje de la cortical anterior, medido en milímetros ( mm ) entre los bordes tibiales proximal y distal de la osteotomía.



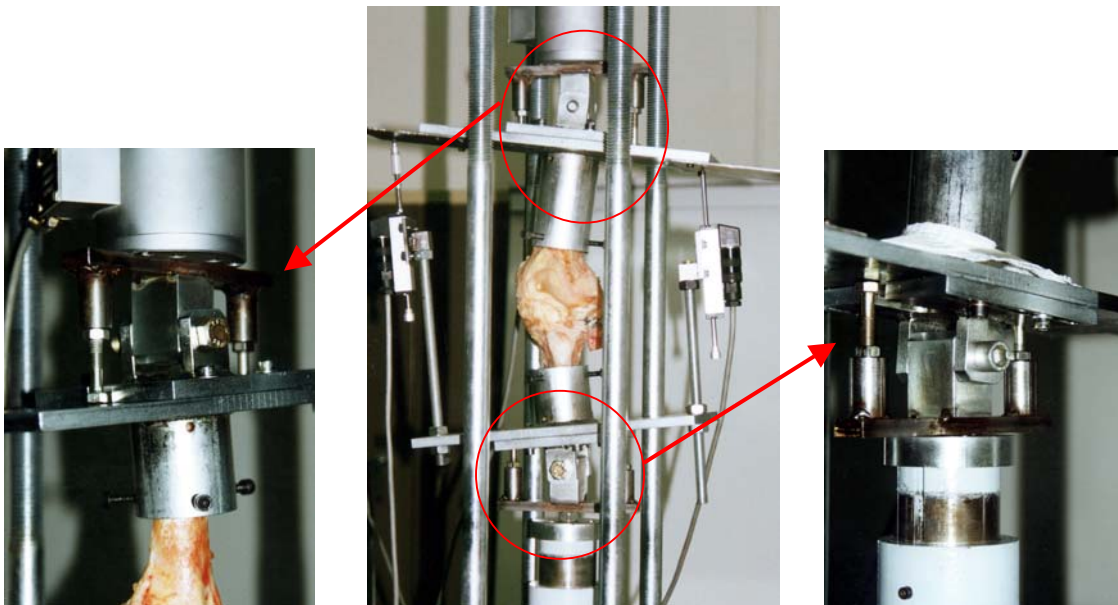
**Figura 52.**Proyección de perfil

## 4.5 ESTUDIO MECÁNICO

Se realiza en l'Escola Tècnica Superior d'Enginyers Industrials de Barcelona-Universitat Politècnica de Catalunya gracias a la colaboración de Profesor F. Roure.

Las muestras de estudio procedentes de la cámara de congelación se transportan hasta la sala de ensayos mecánicos sin romper la cadena de refrigeración. Los test mecánicos se realizan previa descongelación de las muestras a temperatura ambiente durante un periodo de 3-4 horas, manteniendo la doble bolsa de plástico sellada. El número total de ciclos de congelación-descongelación a que son sometidos nuestros especímenes es de 3 ciclos ( obtención , osteotomía y osteosíntesis y estudio mecánico ).

Se utiliza el bastidor mecánico dotado con el diseño definido con anterioridad y caracterizado por la aplicación de cargas axiales colineales sin libertad de movimiento angular de los extremos durante la aplicación del test mecánico (Figura 53).



**Figura 53.** Montaje final de la pieza de estudio en la máquina de ensayos.

Después del estudio mecánico las muestras son desmontadas y transportadas nuevamente a la cámara de congelación del Departamento de Anatomía Humana de la Universidad de Barcelona para su conservación hasta la realización del estudio radiológico final.

El estudio mecánico aplicado consiste en una prueba estática de compresión pura por carga axial colinear de aplicación rápida .

La aplicación de fuerza axial en el eje longitudinal de la unidad ósteo-tendinosa es progresiva y se mantiene hasta el fracaso del montaje.

Se define como fracaso del sistema mecánico la aparición de fractura ósea con o sin apertura del foco de osteotomía o deformidad permanente del implante. Se detecta el fracaso del sistema durante la realización del test mecánico por la disminución de las lecturas de fuerza (N) a pesar de la aplicación constante de carga y en la gráfica de fuerza/desplazamiento se detecta como inflexión y cambio de pendiente.

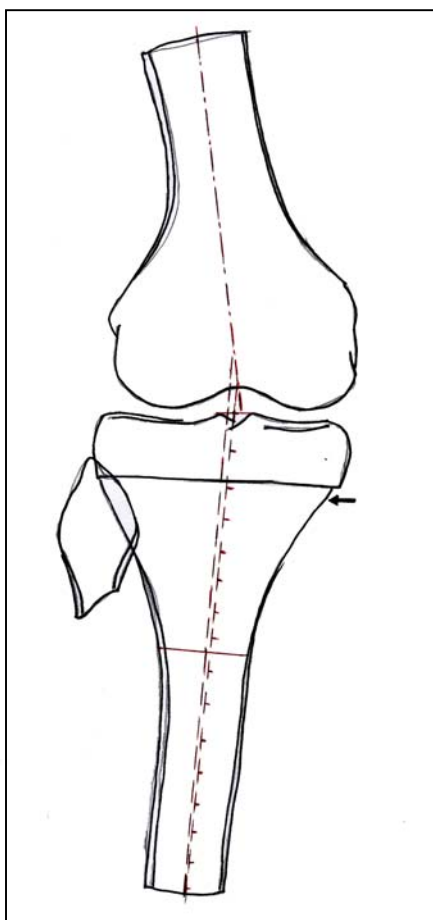
La velocidad de aplicación de la fuerza es 0.25 milímetros/ segundo (mm /sg) o rápida que explora el comportamiento sólido-elástico del hueso.

Se obtienen curvas de fuerza ( N ) / desplazamiento ( mm ).

#### 4.6 ESTUDIO RADIOLÓGICO POSTERIOR AL ESTUDIO MECÁNICO

Se realiza proyecciones radiológicas póstero-antérieures en todas las muestras sometidas a estudio mecánico valorando los mismos parámetros definidos en el apartado anterior:

- Mediciones de ejes y valores angulares,
- parámetros descriptivos de la osteosíntesis como son la posición de los implantes y su penetración articular o a nivel de la osteotomía y sus eventuales deformaciones y
- parámetros descriptivos de la osteotomía que incluyen el estado del cierre de la misma o fracaso de la osteotomía, el puente óseo medial y la medialización de los fragmentos (Figura 54) y la evaluación del tipo y localización de fracturas y/o colapsos aparecidos por el test mecánico.



**Figura 54.** Fractura del puente óseo y medialización del segmento proximal

Determinamos la localización femoral y/o tibial de las fracturas aparecidas.

Separamos las producidas por los sistemas de anclaje en el bastidor mecánico y las ocurridas alrededor de la osteotomía.

En el caso de aparición de fracturas se describe su trayecto mientras que la valoración de los hundimientos metafisarios a nivel de la osteotomía ( fracturas por hundimiento ) se evalúan mediante la superposición de calcos de las imágenes radiológicas previas y posteriores al test mecánico. Este sistema nos permite efectuar el cálculo en milímetros ( mm ) del hundimiento óseo metafisario, expresando los valores más elevados, así como su localización a nivel de la osteotomía.

Definimos fracaso de osteosíntesis en las piezas de estudio como la pérdida de contacto de los bordes óseos a nivel del foco de la osteotomía con una apertura igual o superior al 75% de la superficie de la misma. Los fracasos parciales se acompañan de una pérdida del 50 % del contacto óseo a nivel de la osteotomía.

En las proyecciones de perfil valoramos también el cierre de la osteotomía, las alteraciones de alineación de la pieza de estudio y el decalaje de la cortical anterior.

Durante el intervalo entre la realización del test de compresión y el estudio radiológico final, las muestras se conservan por congelación y embolsadas según la numeración original.



#### **4.7 RECICLAJE FINAL DE LAS MUESTRAS DE ESTUDIO**

Finalmente se retira el material de osteosíntesis de las muestras. Las piezas óseo-tendinosas se depositan en los contenedores para material biológico del Departamento de Anatomía Humana de la Universidad Central de Barcelona.

Los dispositivos de osteosíntesis se depositan en los contenedores de material desechable del Hospital Clínic de Barcelona.